ACCURAY®

Radixact®

Guia de fundamentos de física

Data da revisão: 05/2019
1062470-PTB A
Versão 2.0.0.x

Sistema de aplicação de tratamento Radixact®

Guia de fundamentos de física

Sede da Accuray Incorporated
1310 Chesapeake Terrace
Sunnyvale, California 94089 EUA

Local de fabricação da Accuray Incorporated
1209 Deming Way
Madison, Wisconsin 53717 EUA

Accuray International Sarl
Route de la Longeraie, 9
1110 Morges Suíça

Accuray Asia Ltd
Units 910-11, 9/F
Ocean Centre, Harbour City
5 Canton Road, Tsim Sha Tsui, Kowloon, Hong Kong

Accuray Japan K.K.
Shin-Otemachi Building 7F
2-2-1, Otemachi, Chiyoda-ku
Tokyo 100-0004, Japão

Fabricante responsável pela colocação dos produtos no mercado
Accuray Incorporated
1310 Chesapeake Terrace
Sunnyvale, California 94089 EUA

Patrocinador na Austrália

Emergo Australia

Level 20 Tower II Darling Park

201 Sussex Street

Sydney, NSW 2000, Austrália

Atendimento ao cliente

Para obter mais informações, solicitar documentação ou em caso de problema relacionado à assistência, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray (América do Norte) pelo número +1-866-368-4807, entre em contato com seu distribuidor ou visite a guia Serviços em:

www.accuray.com

OBSERVAÇÃO: Se a sua instalação trabalha com um prestador de serviços terceirizado, contate-o diretamente para solucionar seus problemas técnicos.

© 2001–2019 Accuray Incorporated. Todos os direitos reservados.

Este documento, o software (© 2001-2019) e os produtos a que este documento se refere, bem como quaisquer outros materiais relacionados, são informações com direitos autorais e de propriedade da Accuray Incorporated, com exceção do software de código aberto descrito abaixo, e não podem ser utilizados nem distribuídos sem autorização por escrito da Accuray Incorporated. Nenhuma parte deste documento pode ser fotocopiada, reproduzida ou traduzida para outro idioma sem a permissão por escrito da Accuray Incorporated. A TomoTherapy Incorporated é uma subsidiária integral da Accuray Incorporated. Todas as referências à Accuray Incorporated neste documento também, necessariamente, incluem referência à TomoTherapy Incorporated por definição.

A Accuray Incorporated se reserva o direito de revisar esta publicação e fazer alterações no conteúdo periodicamente, sem obrigação por parte da Accuray Incorporated de notificar tais revisões ou alterações.

A Accuray Incorporated fornece este guia sem garantias de qualquer tipo, expressas ou implícitas, incluindo, mas não limitado a, garantias implícitas de comercialização e adequação para uma finalidade específica. A Accuray Incorporated e seus diretores, executivos, representantes, subsidiárias, funcionários, agentes, herdeiros e cessionários não assumem nenhuma responsabilidade, legal ou não, expressa ou implícita, por lesão, morte ou perdas para com consumidores, usuários ou pessoal de serviço técnico, resultantes do manuseio inadequado dos produtos Accuray por pessoal não autorizado, não treinado ou não qualificado. A Accuray Incorporated se isenta expressamente de qualquer responsabilidade, legal ou não, por abuso, negligência, uso inapropriado ou violações de componentes do Sistema Accuray por pessoas não autorizadas, treinadas ou de alguma outra forma associadas à Accuray Incorporated.

Informações de marcas comerciais

IBM é uma marca comercial registrada da International Business Machines Corporation. Microsoft e Windows são marcas comerciais registradas da Microsoft Corporation.

O logotipo estilizado da Accuray, CyberKnife, CyberKnife VSI, CyberKnife M6, TomoTherapy, H Series, Tomo, TomoH, TomoHD, TomoHDA, TomoEDGE, TomoHelical, TomoDirect, Hi·Art, PreciseART, PreciseRTX, Radixact, Accuray Precision e iDMS, Iris, Xchange, RoboCouch, InCise, MultiPlan, Xsight, Synchrony, Synchrony Fiducial Tracking, Synchrony Lung Tracking, Synchrony Respiratory Modeling, InTempo, TxView, PlanTouch, QuickPlan, CTrue, VoLO, Planned Adaptive, TQA, TomoLink, TomoPortal, OIS Connect e AERO Accuray Exchange in Radiation Oncology são marcas comerciais ou marcas registradas da Accuray Incorporated nos Estados Unidos e outros países e não podem ser usadas ou distribuídas sem autorização por escrito da Accuray Incorporated. O uso das marcas comerciais da Accuray Incorporated requer autorização por escrito da Accuray Incorporated.

Os seguintes logotipos são marcas comerciais registradas da Accuray Incorporated:

Informações de garantia

Se algum produto Accuray tiver sido de alguma forma modificado, todas as garantias associadas a tal produto serão anuladas. A Accuray Incorporated não assume qualquer responsabilidade, legal ou não, sobre a modificação ou a substituição não autorizada de subsistemas ou componentes.

Com os cuidados e a manutenção adequados, a vida útil esperada do Sistema Accuray é de 10 anos.

O Sistema Accuray, incluindo cada estação de trabalho do computador e software do sistema associado, foi validado para demonstrar que o sistema irá executar de acordo com o esperado. A instalação de softwares adicionais não liberados pela Accuray Incorporated (por exemplo, de terceiros, disponíveis no mercado, etc.) nessas estações de trabalho com computador não é permitida. Isso inclui qualquer atualização do Microsoft® Windows®. Todo e qualquer efeito sobre a operação segura e prevista do Sistema Accuray causado pela introdução de software adicional é desconhecido, e a Accuray não se responsabiliza pelo impacto causado pela adição de tal software.

Manutenção de hardware e software

Apenas pessoal de serviço qualificado deve reparar ou fazer a manutenção dos componentes de hardware do sistema. Se você acreditar que os componentes de hardware do Sistema Accuray ou os recursos e funções associados a ele não estão apresentando o desempenho esperado, ou se estiverem trazendo resultados inconsistentes com seus protocolos de pesquisa e clínicos estabelecidos, ligue para o Atendimento ao cliente da Accuray (América do Norte) no número 1-866-368-4807, entre em contato com seu Distribuidor ou visite a guia Serviços no endereço:

www.accuray.com

Descarte do dispositivo

Quando um produto da Accuray chegar ao fim da sua vida útil e a sua instalação desejar remover o dispositivo, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para desativar, desinstalar e descartar adequadamente os componentes.

Uso de software de terceiros

O software da Accuray Incorporated está sendo distribuído juntamente com determinados softwares de terceiros, que foram disponibilizados ao público ao abrigo de licenças de software de código aberto. Avisos relativos

a software de terceiros e os termos da licença através da qual esses componentes de software foram obtidos pela Accuray estão localizados neste guia do usuário, em quaisquer observações de versão aplicáveis ou na caixa de propriedades, que é exibida ao cliente, no programa do software apropriado. O código fonte para um componente de software de código aberto aplicável está disponível mediante solicitação por escrito. O registro automático de imagens é baseado nas rotinas de “Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing”, publicado pela Cambridge University Press, que são usadas com permissão.

Instruções de uso do sistema Accuray

A operação segura do Sistema Accuray exige especial atenção quanto aos sérios perigos associados ao uso de aceleradores lineares e equipamentos de radioterapia complexos e as maneiras de evitar ou minimizar os riscos, bem como a familiaridade com procedimentos de emergência. Operações descuidadas do Sistema Accuray ou realizadas por pessoas não treinadas podem danificar o sistema, seus componentes ou outras partes; causar baixo desempenho ou acarretar acidentes pessoais graves e possivelmente a morte. Todos os que operam, fazem reparos e manutenção ou que de alguma outra forma estão envolvidos com o Sistema Accuray devem ler, compreender e se familiarizar por completo com as informações constantes deste manual, bem como tomar precauções para proteger a si mesmos, seus colegas, os pacientes e o equipamento. Para cada etapa da instalação, serão fornecidas mensagens de atenção e aviso específicas para determinadas atividades.

A equipe de funcionários deve ser treinada pela Accuray Incorporated antes que o sistema Accuray seja usado para fins clínicos ou de pesquisa. A documentação do Sistema Accuray foi originalmente elaborada, aprovada e fornecida em inglês (EUA).

As declarações a seguir têm o objetivo de alertar o usuário sobre eventuais condições que podem resultar em ferimentos ao paciente (atenção) ou condições que possam afetar os componentes do sistema (aviso).

Atenção As declarações de atenção descrevem eventuais condições que podem resultar em ferimentos graves ou fatais ao paciente ou aos funcionários da instalação. Cada declaração de atenção apresenta a eventual condição e como evitá-la.

Aviso As declarações de aviso descrevem eventuais condições que podem afetar o desempenho do sistema ou causar danos aos seus componentes. Cada declaração de aviso apresenta a eventual condição e como evitá-la.

Declaração do dispositivo de prescrição

Aviso: Leis federais restringem a venda deste dispositivo a médicos ou mediante solicitação de um médico.

Conteúdo

Capítulo 1 Intertravamentos de segurança relativa à radiação e do sistema

Segurança relativa à radiação

- Uso do sistema de tratamento 3
- Condições de funcionamento seguras 3
- Blindagem e carga de trabalho do acelerador 3
- Procedimentos da sala de tratamento 4
- Controles de engenharia e administrativos 4

Intertravamentos e mecanismos de segurança do sistema

- Mecanismos de segurança 6
- Descrições dos intertravamentos 6

Capítulo 2 Visão geral do sistema

Seção 2-1 Geometria da máquina

Coordenadas e movimentos

Números de garras

Seção 2-2 Principais componentes

Componentes do feixe de tratamento

Hardware de posicionamento do gantry

Acelerador linear

Componentes de RF (Radiofrequência)
- Fonte de alimentação de alta tensão (HVPS) 26
- Modulador de estado sólido (SSM) 26
- Magnétron (Mag) 26
- Circulador de quatro portas (4 Portas) 26
- Controlador automático de frequência (AFC) 27
- Conjunto do injetor 27
- Limitador do feixe 27

Câmaras de monitoramento de dose

Colimador primário
- Componente fixo 29
- Componentes móveis (garras) 29
- Hardware de garras dinâmicas 30

Colimador secundário (colimador multilâminas)
- Hardware do MLC 31
- Considerações de planejamento para o MLC 33

Matriz de detectores MVCT

Sistema de geração de imagens em quilovoltagem

Mesa de tratamento
- Hardware da mesa 39
- Translação da mesa 42
- Translação da mesa em Y 43
- Translação da mesa em X 43
- Translação da mesa em Z 44
- Especificações da mesa 44
- Furos de indexação 45

Especificações gerais
- Condições de transporte e armazenamento 46
- Condições de uso normal 46
- Especificações do gantry 47
- Especificações do laser 47
- Especificações do feixe de fótons 49
- Especificações do MLC 50
- Especificações de MVCT 51
- Especificações de radiografia kV 51
- Características de radiação e do feixe 52
- Especificações da mesa 52

- Faixa e resolução dos valores exibidos 53
- Compatibilidade eletromagnética e proteção contra radiação 54

Seção 2-3 Unidades de monitoramento

Abordagem com base no tempo para planejamento e aplicação de tratamento

Cálculos de exibição de unidades de monitoramento

- Contas medidas 57
- Contagens esperadas 57

Sistema de controle de dose

Seção 2-4 Introdução ao sistema de tratamento

Visão geral

- Detalhes do planejamento da modalidade de tratamento 63
- Feixe de tratamento 67
- Translação da mesa 68
- Rotação do gantry 68
- Colimação Y (Garras) 69
- Colimação X (MLC) 70
- Outros 71

Introdução aos sistemas de geração de imagens

- Feixe de geração de imagens do MVCT 72
- Feixe de geração de imagens kV 74

Ambiente de rede do Accuray

- iLink 75
- Os firewalls 77
- Aplicação de dados ao Accuray usando o espaço de transferência do cliente 78

Seção 2-5 Procedimentos básicos

Inicialização do sistema

- Verificações de segurança padrão 80

Varredura, posição e tratamento

- Configurações padrão de varredura 81
- Correções de rotação do gantry ao redor do eixo y 82
- Aplicação *TomoDirect* 83

Gerenciar interrupções do tratamento
- Interrupções, recuperação de sessão e procedimentos complementares 84
- Pausar e retomar iniciados pelo usuário 86
- Pausa iniciada pelo sistema 86
- Interrupções recuperáveis do sistema 87
- Resolver interrupções irrecuperáveis do sistema 88

Gerenciar procedimento de QA da máquina
- Introdução aos procedimentos de QA da máquina 90
- Criar um procedimento de QA da máquina 90
- Editar um procedimento de QA da máquina 92
- Acessar os valores de sinogramas de um plano de paciente 93

Posicionar o eletrômetro Tomo
- Medir a carga integrada 95
- Plotar dados do eletrômetro Tomo usando o software TEMS 96

Considerar a inclinação da mesa
- Explicação da inclinação da mesa 97
- Corrigir a inclinação da mesa no posicionamento do objeto simulador 98

Capítulo 3 Comissionamento

Seção 3-1 Visão geral do comissionamento

Introdução ao comissionamento

Dosimetria para o sistema de tratamento

Dados da máquina
- Propriedades de nível do sistema 108
- Propriedades de nível do feixe 110

Seção 3-2 Equipamento

Acessórios de QA do sistema

Equipamento de QA do local do cliente
- Equipamento disponível por meio da Accuray 115
- Requisitos de equipamentos adicionais 122

Seção 3-3 Testes de alinhamento

Introdução aos testes de alinhamento

- Resumo dos testes de alinhamento 126
- Arquivos XML para testes de alinhamento do filme 127

Língua e ranhura do MLC (MLC TG)

- Visão geral do teste de língua e ranhura do MLC (MLC TG) 128
- Teoria do teste de língua e ranhura do MLC (MLC TG) 129
- Descrição XML 131
- Configurar e aplicar o teste 132
- Analisar o resultado 132
- O que fazer se o teste falhar 132

Deslocamento da garra

- Visão geral do teste de deslocamento de garra 133
- Teoria do teste de deslocamento da garra 134
- Métodos alternativos para realizar este teste 136
- Descrição XML 137
- Configurar e aplicar o teste 139
- Analisar o resultado 140
- O que fazer se o teste falhar 142

Planaridade do feixe

- Visão geral da planaridade do feixe 143
- Teoria do teste de planaridade do feixe 144
- Descrição XML 145
- Configurar e aplicar o teste 145
- Analisar o resultado 146
- O que fazer se o teste falhar 147

Alinhamento do laser estacionário

- Visão geral do alinhamento do laser estacionário 148
- Teoria dos testes de alinhamento do laser estacionário 151
- Descrições de XML 155
- Configurar e aplicar os testes 156
- Analisar os resultados 163
- O que fazer se o teste falhar 166
- Use o controle remoto para ajustar os lasers verdes 169

Testes de alinhamento do laser móvel

- Visão geral dos testes de alinhamento do laser móvel 171
- Teoria dos testes de alinhamento do laser móvel 171

- Descrição XML 172
- Configurar e aplicar o teste 172
- O que fazer se o teste falhar 173

Testes de alinhamento da mesa

- Visão geral dos testes de alinhamento da mesa 174
- Teoria dos testes de alinhamento da mesa 176
- Descrição XML 178
- Configurar e aplicar os testes 178
- O que fazer se o teste falhar 183

Centro de rotação (COR) do MLC

- Visão geral do teste do COR do MLC 184
- Teoria do teste do COR do MLC 185
- Descrição XML 186
- Configurar e aplicar o teste 187
- Analisar o resultado 187
- O que fazer se o teste falhar 188

Configuração do centro do campo versus garra

- Visão geral do teste de configuração do centro do campo versus garra 189
- Teoria do teste de configuração do centro do campo versus garra 190
- Descrição XML 190
- Configurar e aplicar o teste 191
- Analisar o resultado 192
- O que fazer se o teste falhar 193

Seção 3-4 Perfis do feixe de medição

Visão geral dos perfis do feixe

Teoria das medições do perfil do feixe

- Explicação das tolerâncias da Accuray Incorporated 197
- Considerações sobre o equipamento e a configuração 198
- Método de análise 199
- Função de resposta da câmara 200

Descrição XML

Configurar e aplicar o teste

- Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal 205
- Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal 207
- Perfis longitudinais simétricos 207

- PDD 208
- Perfis longitudinais assimétricos 208
- Configuração inicial do tanque: Orientação transversal 208
- Verificação do alinhamento: Orientação transversal 209
- Perfis transversais 211

Analisar o resultado

- Notas gerais sobre a planilha TCOM 212
- Analisar dados transversais (IECX) e longitudinais (IECY) 214
- Analisar dados de PDD (IECZ) 216
- Resumo dos resultados 217

O que fazer se o teste falhar

Seção 3-5 Calibração absoluta de dose

Visão geral da calibração absoluta de dose

Teoria da calibração absoluta de dose

- Método de calibração da dose de IMRT 223
- Visão geral do fluxo de trabalho 225
- Ajustes de saída e do JFOF 226
- Considerações sobre os objetos simuladores 226

Descrição dos planos do objeto simulador Tomo

- Planos do paciente do objeto simulador Tomo 231
- Quando replanejar o conjunto do objeto simulador Tomo 232

Planilha de Verificação do objeto simulador Tomo

- Dados dos perfis calculados 233
- Deslocamento do objeto simulador do isocentro 234
- Determinação da dose medida 234
- Dose calculada versus dose medida 235

Criar pacientes do objeto simulador Tomo

- Preparar os arquivos 236

Criar planos do objeto simulador Tomo

- Criar um plano básico 239
- Otimizar um plano 241
- Criar o restante dos planos do objeto simulador Tomo 242

Configurar e aplicar o teste

- Configurar o objeto simulador 244
- Coletar dados 249
- Inserir dados na planilha 250

- Analisar os resultados 251
- Verificação de dose para modalidades de tratamento por movimento 252

O que fazer se o teste falhar

- Verificar a configuração do teste 253
- Eliminar outras fontes de erro 253
- Considerar o desempenho geral do sistema 254
- Solicitar um ajuste de dose 254
- Solicitar um ajuste do JFOF 255

Seção 3-6 Verificação de qualidade da imagem do *CTrue*

Visão geral da qualidade da imagem CTrue

Teoria de verificação de qualidade da imagem do CTrue

- Airscan 259
- Calibração do número da CT 259
- Verificação de qualidade da imagem subjetiva 260
- Dimensões de imagem CTrue 261
- Resolução espacial da imagem CTrue no plano transversal 262
- Resolução espacial da imagem CTrue na direção longitudinal 262
- Ruído e uniformidade da imagem CTrue 263
- Dose de imagem CTrue 264

Descrição XML

Configurar e aplicar o teste

- Airscan 267
- Calibração do número da CT 267
- Verificação de qualidade da imagem subjetiva 267
- Dimensões de imagem CTrue 269
- Resolução espacial da imagem CTrue no plano transversal 269
- Ruído e uniformidade da imagem CTrue 270
- Dose de imagem CTrue 271

O que fazer se o teste falhar

Seção 3-7 Calibração da exibição da unidade de monitoramento

Visão geral da calibração da exibição da unidade de monitoramento

Teoria da calibração da exibição das unidades de monitoramento

Descrição XML

Configurar e aplicar o teste

- Medir a taxa de dose 277
- Ajuste os parâmetros da máquina 278
- Exemplo de cálculo dos parâmetros das unidades de monitoramento 279
- Verificar a calibração da exibição das MU 280

O que fazer se o teste falhar

Seção 3-8 Estabelecer referências de linha de base

Visão geral das referências de linha de base

Teoria das referências de linha de base

- Saída estática de qualidade do feixe 285
- Referências da TQA 285

XML para Linha de base da qualidade do feixe e da saída estática

Configurar e medir a linha de base da qualidade do feixe e saída estática

- Configurar o equipamento 288
- Medir a saída estática 290
- Medir a qualidade do feixe 290

Analisar o resultado

Seção 3-9 Teste do procedimento de conclusão

Visão geral do teste do procedimento de conclusão

- Teoria do teste do procedimento de conclusão 295
- Métodos alternativos para realizar este teste 295
- Descrição do plano 295

Configurar e aplicar o teste

- Configurar 296
- Aplicar o teste 297

Analisar o resultado

- Comparação entre doses 298
- Comparação entre perfis usando a planilha fornecida pela *Accuray* 298

O que fazer se o teste falhar

Seção 3-10 Testes de sincronização

Introdução

Translação da mesa

- Visão geral do teste de translação da mesa 305
- Teoria do teste de translação da mesa 306
- Descrição XML 306
- Configurar e aplicar o teste 307
- Analisar o resultado 308
- O que fazer se o teste falhar 309

Teste de disparo em estrela estático

- Visão geral do teste de disparo em estrela estático 310
- Teoria do teste de disparo em estrela estático 311
- Descrição XML 311
- Configurar e aplicar o teste 313
- Analisar o resultado 315
- O que fazer se o teste falhar 315

Teste de disparo em estrela helicoidal

- Visão geral do teste de disparo em estrela helicoidal 319
- Teoria do teste de disparo em estrela helicoidal 320
- Descrição XML 321
- Configurar e aplicar o teste 322
- Analisar o resultado 325
- O que fazer se o teste falhar 326

Uniformidade da velocidade da mesa

- Visão geral do teste de uniformidade da velocidade da mesa 328
- Teoria do teste de uniformidade da velocidade da mesa 329
- Descrição XML 329
- Configurar e aplicar o teste 330
- Analisar o resultado 330
- O que fazer se o teste falhar 330

Seção 3-11 Verificação de qualidade de geração de imagens kV

Qualidade e dose da imagem da radiografia

- Verificação de qualidade subjetiva da imagem kV 332
- Dose de geração de imagens kV 332

Avaliação do desempenho de rastreamento do subsistema de geração de imagens kV
- Métodos gerais de teste de movimento 336

Seção 3-12 Verificar a integridade da importação de dados para o TPS

Visão geral do teste de importação de dados
- Teoria do teste de importação de dados 342

Configurar e aplicar o teste
- O que fazer se o teste falhar 343

Seção 3-13 Tarefas necessárias para planejamento e QA

Inserir um modelo de densidade
- Visão geral da criação de um modelo de densidade 346
- Física de representação de densidade 348
- Diretrizes para a entrada do modelo de densidade 349
- Criar o modelo de densidade 352

Preparar uma varredura do objeto simulador para o QA do paciente
- Escanear o objeto simulador 354
- Criar o modelo de densidade correspondente 354

Seção 3-14 Comissionamento para atualizações e novos recursos

Introdução

Geminação para um novo modelo de feixe

Capítulo 4 Recomendações e tarefas de QA

Testes e recomendações da garantia de qualidade
- Introdução 360
- Programa e documentação da QA 360
- Testes e programações de garantia de qualidade 362

QA diária
- Visão geral dos testes de QA diários 367
- Teoria dos testes de QA diários 369
- Métodos alternativos para realizar este teste 371
- Criação do plano de QA diária 371

- Configurar e aplicar o teste 372
- O que fazer se o teste falhar 375

QA mensal

- Alinhamento e diversos 379
- Parâmetros do feixe 380
- Teste adicional para garras dinâmicas 384
- Procedimento de variação rotacional 385
- Perfis longitudinais em Virtual Water 393

QA trimestral

- Visão geral 401
- Relevância dos Testes de sincronização para módulos de TQA 402

QA anual

- Visão geral 403
- Calibração de dose TG-51 404
- Teste ponta a ponta com base em objeto simulador 405

QA pós-serviço

- Introdução 406
- Considerações pós-serviço 407
- Autotransferência 417

Capítulo 5 Planos de QA do paciente

Sobre os planos de QA do paciente

- Planos de QA do paciente 420
- Sobre o requisito da MITA 420
- Quando executar o plano de QA do paciente 421

Criação de um plano de modelo de QA

- Plano de modelo de QA 422
- Selecionar uma imagem de objeto simulador e criar VOI 424
- Configurar e salvar o modelo de QA 425

Criar um novo plano de QA do paciente

- Selecionar planos e registrar imagens 427

Executar um fluxo de trabalho de QA do paciente

- Escanear o objeto simulador de QA e executar o registro 432
- Aplicar o procedimento de QA do paciente 434

Executar um fluxo de trabalho de QA de paciente em mesa estática

QA do paciente para modalidades de tratamento do Synchrony®
- Visão geral 438
- Equipamento de amostra para verificar tratamentos com um objeto simulador em movimento 439
- Fluxo de trabalho de amostra para verificar tratamentos com um objeto simulador em movimento 440
- Criar planos de QA do paciente para rastreamento de movimento 443

Análise dos resultados de QA do paciente
- Cálculos de dose independentes 445
- Representação da densidade 445
- Exportar dose DICOM 446
- Uso de filme e câmaras de íons 446
- Uso de dispositivos de matriz 447
- Registrar os resultados da análise 447
- O que fazer se o QA do paciente falhar 448

Capítulo 6 Modelo de feixe e algoritmos

Modelo do feixe
- Introdução 452
- Parâmetros padronizados (DoseCom emparelháveis) 454
- Parâmetros específicos da máquina (DoseCom não emparelhável) 460
- Combinar os parâmetros de fluência 465

Algoritmos para planejar imagens
- Importação de imagens 467
- Fusão da imagem 468
- Registro deformável no planejamento adaptativo (CT para CT) 469
- Operações de VOI 472
- Conversão do contorno do VOI para volume de máscara 473
- AutoSegmentation 474

Algoritmos para otimização e cálculo da dose
- Visão geral das etapas de otimização 477
- Etapa de otimização 1: Calcular o sinograma inicial 478
- Etapa de otimização 2: Atualizando as ponderações do subfeixe 495
- Etapa de otimização 3: Aplicando o fator de modulação 503
- Etapa de otimização 4: Calcular a dose 504

- Etapa de otimização 5: Escalar a dose para atender à prescrição 508
- Etapa de otimização 6: Exibir a dose 509
- Calcular a dose final 511
- Algoritmo de planejamento antecipado para *TomoDirect* 512
- Algoritmo 3D conformal (3DCRT) 515
- Algoritmo de transferência do plano 516

Algoritmos para imagens CTrue

- Sobre algoritmos de imagem 521
- Reconstrução de imagem CTrue 525
- Correção de artefatos da imagem CTrue 526
- Registro automático de imagens 529
- Preparação do paciente e da mesa 531

Algoritmos para as Modalidades de tratamento Synchrony®

- Introdução aos algoritmos do Synchrony® 534
- Visão geral dos Métodos Synchrony® 535
- Rastreamento e geração de imagens monoscópicas sequenciais 535

Apêndice A Medição de perfis de feixe com o tanque de água e a câmara A1SL Standard Imaging

Introdução

Tipos de tanques de água

- Tanque de água Standard Imaging 541
- Tanque de água PTW MP3-T 542
- IBA Blue Phantom Helix 543

Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal

Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal

- Coletar dados no TEMS 548
- Analisar dados no TEMS 549

Perfis longitudinais simétricos

- Coletar dados no TEMS 551
- Processar dados no TEMS 552

Perfis PDD
- Coletar dados no TEMS 554
- Processar dados no TEMS 555

Perfis longitudinais assimétricos (apenas garras dinâmicas)
- Verificar o alinhamento do tanque 557
- Coletar dados no TEMS 558
- Processar dados no TEMS 559

Configuração inicial do tanque: Orientação transversal

Verificação do alinhamento: Orientação transversal
- Coletar dados no TEMS 561
- Processar dados no TEMS 562

Perfis transversais
- Coletar dados com o TEMS 565
- Processar dados com o TEMS 566

Apêndice B Análise do filme

Introdução

Especificações do filme

Especificações do scanner

Visão geral do software de análise RIT

Dicas para exposição, marcação e digitalização de filmes

Criar um arquivo de calibração de dose de filme
- Exposição do filme 574
- Criação de tabela de calibração de filme 577

Perfis de filme para testes de procedimento de conclusão
- Procedimento do teste 578

Apêndice C Criar QA por máquina

Guia rápido
- Sobre os parâmetros do sistema e os procedimentos de QA da máquina 582
- Guias de QA da máquina e de Execução 583
- Guia editar máquina 585
- Abrir e exibir uma estrutura de dados 585

Interface do editor de QA e sinograma da máquina
- Interface de QA da máquina 589
- Interface do Editor de sinograma 600

Criar um procedimento e usar o Editor de sinograma
- Criar um procedimento 604
- Carregar e editar um sinograma 605

Apêndice D Criar e aplicar planos do objeto simulador

Sobre os planos do objeto simulador

Criar um plano de QA do objeto simulador
- Selecionar uma imagem de objeto simulador e criar VOI 613
- Configurar e salvar o plano de QA do objeto simulador 614

Executar um fluxo de trabalho de QA de Plano do objeto simulador de tratamento

Apêndice E Resultados do cálculo da dose para tratamentos típicos

Introdução

Um tratamento em modo Helicoidal em um objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico

Um tratamento em modo direto em um objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico

Um tratamento de cabeça e pescoço em modo helicoidal

Um tratamento de próstata em modo helicoidal

Apêndice F Acrônimos e definições

Apêndice G Referências

Apêndice H Informações técnicas adicionais

Informações do subsistema de geração de imagens kV

Capítulo 1

Intertravamentos de segurança relativa à radiação e do sistema

Segurança relativa à radiação 2

Intertravamentos e mecanismos de segurança do sistema 6

Segurança relativa à radiação

- Uso do sistema de tratamento 3
- Condições de funcionamento seguras 3
- Blindagem e carga de trabalho do acelerador 3
- Procedimentos da sala de tratamento 4
- Controles de engenharia e administrativos 4

De acordo com práticas e protocolos aceitos localmente para sua instalação, o seu sistema de tratamento da Accuray Incorporated deve ser operado apenas por pessoal devidamente qualificado e treinado. Além do conteúdo deste *Guia de fundamentos de física*, físicos médicos treinados também devem estar familiarizados com as informações, mensagens de atenção e precauções de segurança fornecidas na documentação a seguir:

- *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento)
- *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento)
- *Data Management System Manual* (Manual do sistema de gerenciamento de dados)

ATENÇÃO: O sistema de tratamento é um dispositivo que emite radiação e o uso inadequado pode resultar em lesões graves ou morte.

- Apenas pessoal apropriadamente treinado deve operar o sistema de tratamento.
- Consulte sempre no *Manual de aplicação do tratamento* e no *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento) instruções importantes, informações de segurança e protocolos para planejamento e aplicação de tratamento.
- Verifique se toda a sinalização exigida por códigos locais para a operação de um dispositivo de radiação e a presença de radiação estão afixados.
- Ao operar o sistema de tratamento, sempre siga os procedimentos e os requisitos de monitoramento estipulados pelo Responsável pela segurança relativa à radiação de sua instalação.
- Verifique se todas as blindagens do gantry estão instaladas antes de operar o sistema de tratamento.

Se usados indevidamente, os sistemas de tratamento da Accuray Incorporated podem emitir doses letais de radiação em um curto período. É imperioso que os usuários do sistema observem atentamente todas as precauções de segurança ao operarem ou trabalharem com Sistemas Accuray. Se achar que os componentes de hardware ou recursos e funções de software associados de seu sistema de tratamento não estão tendo o desempenho esperado ou forneçam resultados inconsistentes com seus protocolos clínicos e de pesquisa estabelecidos, entre em contato com a Central de soluções técnicas da Accuray.

Uso do sistema de tratamento

Uso pretendido

O Sistema de aplicação de tratamento Radixact deve ser usado para a aplicação de radioterapia, radioterapia estereotáxica ou radiocirurgia estereotáxica em tumores ou outros tecidos-alvo. A radiação de raios X de megavoltagem é aplicada com as técnicas de tratamento rotacional, não rotacional, de intensidade modulada (IMRT) ou não modulada (não IMRT/conformal de três dimensões) e usando fluxos de trabalho orientados por imagem (IGRT) e não orientados por imagem, de acordo com o plano aprovado pelo médico.

Indicações de uso

O Sistema de aplicação de tratamento Radixact é indicado para a aplicação de radioterapia, radioterapia estereotáxica ou radiocirurgia estereotáxica em tumores ou outros tecidos-alvo em qualquer lugar do corpo sob a direção de um profissional clínico licenciado.

Condições de funcionamento seguras

A Accuray Incorporated recomenda que os elementos de segurança descritos nos parágrafos a seguir sejam incorporados ao programa institucional de segurança relativa à radiação em todos os locais. Os clientes da Accuray Incorporated são os responsáveis finais pela obtenção de todos os alvarás, licenças ou registros municipais, estaduais e nacionais, bem como por satisfazer todos os requisitos aplicáveis associados ao planejamento do local, projeto de blindagem, preparação do local, construção do cofre, instalação, manutenção e uso do sistema.

Blindagem e carga de trabalho do acelerador

Os requisitos de espessura da barreira blindada para sistemas Accuray variam de um local para outro, dependendo de muitos fatores, incluindo: regulamentos locais, metas do projeto de blindagem, limites de exposição, taxas de ocupação de áreas adjacentes e a carga de trabalho semanal ou anual do acelerador. É altamente recomendável que um físico radiologista qualificado estime a carga de trabalho prevista de casos clínicos em cada instalação específica, com especial atenção ao tipo, duração e número total de tratamentos. Os clientes da Accuray são os responsáveis finais por determinar a blindagem adequada para a sala de tratamento, realizar medições de blindagem e garantir o cumprimento de todos os regulamentos municipais, estaduais e nacionais aplicáveis.

Procedimentos da sala de tratamento

É altamente recomendável que, antes de energizar uma máquina de radiologia, o operador deve entrar fisicamente na sala de tratamento para assegurar que nenhuma pessoa não autorizada esteja presente no gabinete blindado e que a área, em todos os aspectos, esteja segura para produzir radiação.

Procedimentos de emergência

Ação imediata e adequada é uma consideração primordial para limitar os danos que podem resultar de um incidente de radiação. Uma emergência radiológica pode envolver a exposição à radiação, contaminação com substâncias radioativas/nucleares ou ambas. Os sistemas Accuray não contêm nem produzem materiais radioativos, mas esses materiais podem ser armazenados ou usados perto de bunkers do sistema Accuray e potencialmente contribuírem para um incidente. A aplicabilidade das ações a seguir deve ser considerada imediatamente durante uma emergência/incidente:

- Interromper imediatamente a fonte de radiação gerada pela máquina
- Limitar a exposição à radiação às pessoas envolvidas
- Limitar a propagação da contaminação radioativa
- Buscar assistência de profissionais experientes em segurança relativa à radiação
- Evacuar a área adjacente ao incidente
- Controlar a entrada na cena do incidente
- Identificar e isolar pessoas que possam ter recebido exposições significativas à radiação
- Registrar todos os detalhes do evento cronologicamente

Controles de engenharia e administrativos

A aplicabilidade dos controles de engenharia e administrativos a seguir deve ser considerada em cada local do cliente.

As sinalizações de mensagens de atenção incluem: “Apenas pessoal autorizado”, “Aviso: Este Equipamento produz raios X quando energizado” e “Área de radiação” ou “Área de radiação elevada” (ou sinalizações com redação e intenção semelhantes), conforme exigido pelos regulamentos.

As entradas no gabinete blindado podem exigir um ou mais dispositivos de controle de entrada (intertravamentos de porta) que interrompam a fonte de radiação. Por exemplo, interromper a alta tensão para a rede de formação de pulsos ou interromper ou evitar de outra forma a geração de radiação mediante entrada na área de atuação do dispositivo.

O interior do gabinete blindado pode exigir um número suficiente de dispositivos de EPO (desligamento de emergência) ou E-Stop (parada de emergência), convenientemente localizados e de fácil acesso, que interrompam ou impeçam a geração de radiação mediante atuação. Dispositivos de EPO e/ou E-Stop (Parada de emergência) também são necessários nos controles do operador. Além disso, pode-se exigir que haja dispositivos de controle que energizem indicadores visuais facilmente perceptíveis nos controles do operador, dentro do gabinete blindado e na área externa geral sempre que uma radiação for gerada. Periodicamente, é necessário verificar se todos os controles de engenharia e administrativos estão instalados, bem como testar as suas funções.

O monitoramento de exposição à radiação (dosimetria) da equipe é recomendado e pode ser exigido pelos regulamentos aplicáveis para todo o pessoal que opere máquinas geradoras de radiação, execute outras funções de trabalho radiológico, frequente áreas em que fontes de radiação sejam usadas ou possa ser exposto à radiação ocupacional não negligenciável de alguma outra forma.

Intertravamentos e mecanismos de segurança do sistema

- Mecanismos de segurança 6
- Descrições dos intertravamentos 6

Mecanismos de segurança

Consulte as informações a seguir nas seções “Delivery System Safety” (Segurança do sistema de aplicação) e “Safety Procedures” (Procedimentos de segurança) do *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento):

- Segurança geral do sistema
- Uso de mecanismos de segurança
- Responsabilidades do operador
- Etiquetas
- Símbolos
- Resolver interrupções do sistema
- Retrair manualmente a mesa e remover um paciente

ATENÇÃO: Alguns dispositivos independentes podem não ser seguros, compatíveis ou aceitáveis para o uso com os produtos Accuray. Antes de usar qualquer produto independente com qualquer produto Accuray, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray.

ATENÇÃO: Os dados ou a confidencialidade do paciente podem ficar comprometidos se uma estação de trabalho for deixada sem vigilância. Para evitar isso, bloqueie ou encerre a sua estação de trabalho antes de sair.

Descrições dos intertravamentos

Intertravamento de entrada

No momento da instalação do sistema, a Accuray Incorporated fornece os equipamentos para a conexão de um intertravamento de entrada (barreira da sala de tratamento). Consequentemente, o tipo de intertravamento de entrada instalado é deixado a critério da instalação. Independentemente do tipo de intertravamento de entrada utilizado, sua condição é continuamente monitorada pelo sistema de tratamento. Tem fiação independente e não é controlado por componentes do computador.

Intertravamento do hardware

O intertravamento do hardware evita ou interrompe a irradiação se o sistema apresentar certas condições de hardware. Tem fiação independente e não é controlado por componentes do computador.

Intertravamento de software

O intertravamento de software evita ou interrompe a irradiação se houver um problema de comunicação entre os computadores montados no gantry.

Intertravamento de garra

Para cada garra, há dois codificadores independentes. O codificador de posição absoluta mede diretamente a posição da garra para feedback de posição. Um cabeçote de leitura com escala de codificador é usado em um raio grande para satisfazer requisitos de precisão. O codificador de posição absoluta mede o ângulo da garra e uma tabela de pesquisa é usada para converter esse ângulo em uma posição no isocentro. A posição absoluta é monitorada para garantir que a garra esteja no lugar certo no momento certo. A tolerância do codificador primário é de 0,2 mm no isocentro. O sistema interromperá o tratamento se uma das garras estiver 0,2 mm fora de posição ou se a largura da garra for 0,2 mm ou mais da largura esperada da garra. Isso corresponde a (no máximo) um erro de dose de 2% ao tratar com o menor tamanho de campo disponível (10 mm).

O codificador secundário é um codificador motorizado usado tanto para feedback de posição quanto de velocidade. O codificador motorizado mede a posição da garra com base na posição do eixo do motor. É usada uma tabela de pesquisa registrada durante a calibração da garra para converter isso na posição da garra registrada pelo codificador de posição absoluta. Em seguida, a mesma tabela de pesquisa usada pelo codificador de posição absoluta para relacionar sua posição ao isocentro é usada pelo codificador motorizado. A posição do codificador motorizado é monitorada pelo controlador de movimentação para assegurar que a posição exigida seja satisfeita. Ambas as medidas de posicionamento devem estar dentro das respectivas tolerâncias, caso contrário, é gerada uma falha. A tolerância do codificador secundário é de 1,0 mm. Cada garra, frontal e posterior, usa metade da tolerância de largura do campo.

Intertravamento do colimador multilâminas

O colimador multilâminas (MLC) procura e conta os erros baseados na posição. O MLC interromperá um tratamento se ocorrerem 20 ou mais erros baseados na posição em um intervalo de tempo de 2,5 segundos. Erros baseados na posição incluem:

- Uma lâmina não inicia uma transição de lâmina até o tempo de latência de ativação
- Uma lâmina não alcança o estado final da lâmina até o tempo de latência da posição

- Uma lâmina excede o limite de deslocamento excessivo
- Uma lâmina excede o limite de salto

Além disso, o sistema interromperá o tratamento se o tempo médio de abertura das lâminas for diferente do tempo esperado de abertura das lâminas em 4% ou mais em qualquer intervalo de 2,5 segundos. Isso corresponde a no máximo um erro de dose de 4% antes do sistema travar devido a erros do MLC. Para obter mais informações, consulte “Propriedades de nível do sistema” (página 108).

Intertravamento da posição do gantry

Um intertravamento da posição do gantry ocorre se a posição do gantry não for mantida em ±0,27° em relação à posição comandada. Um erro de 0,27° corresponde a uma discrepância de aplicação <1 mm a uma distância de 200 mm do isocentro.

Intertravamento da posição da mesa

A precisão do posicionamento absoluto da mesa de tratamento, quando movida de qualquer ponto para qualquer outro ponto, é de ±1 mm em IEC X, ±1 mm em IEC Y e ±2 mm em IEC Z. Além disso, se você capturar uma imagem de um paciente e depois tratá-lo, a posição instantânea da mesa durante todo o tratamento é consistente com a posição instantânea da mesa para a imagem dentro de um vetor tridimensional de 0,75 mm, após considerar todos os desvios aplicados durante o registro da imagem.

A precisão geral de posicionamento da mesa é reforçada por vários intertravamentos na posição, conforme monitorado pelos codificadores da mesa. Por exemplo, no Modo de aplicação (Pronto foi pressionado), os codificadores da mesa devem manter a posição dentro dos limites a seguir ou um intertravamento ocorrerá.

Direção	Limite da posição
IEC X e IEC Z	± 0,5 mm
IEC Y (quando a mesa não está se movendo)	± 0,5 mm

Direção	Posição média durante o tempo total em que um determinado voxel é irradiado			Desvio padrão durante o tempo total em que um determinado voxel é irradiado
IEC Y (quando a mesa está se movendo)	Para velocidade da mesa <0,5 mm/s: ±0,100 mm	Para velocidade da mesa entre 0,5 mm/s e 10 mm/s: ±0,250 mm	Para velocidade da mesa >10 mm/s: ±0,500 mm	±0,333 mm

Há intertravamentos adicionais nos valores do codificador da mesa, que não estão listados aqui.

Intertravamento de alta tensão

Um intertravamento de alta tensão evita ou interrompe a irradiação quando o botão **Stop** (Parar) no **Status Console** (Console de status) é pressionado ou a barreira para a sala de tratamento (intertravamento de entrada) é aberta. Determinadas condições de hardware e software também podem causar um intertravamento de alta tensão. Tem fiação independente e não é controlado por componentes do computador.

Intertravamento de energia

O intertravamento de energia desliga a alimentação do Subsistema de aplicação de radiação. Ele evita ou interrompe a irradiação quando qualquer **Emergency Stop** (Parada de emergência) é pressionado. Determinadas condições da PDU (Unidade de distribuição de energia) também podem causar um intertravamento de energia. Tem fiação independente e não é controlado por componentes do computador.

Intertravamentos de doses

Os intertravamentos de taxas de dosagem se baseiam em contagens de câmaras brutas na Dose 1 e na Dose 2. O hardware da câmara de monitoramento é descrito em “Câmaras de monitoramento de dose” (página 28). Os monitores de dose interromperão o tratamento se as contagens brutas das câmaras de monitoramento da Dose 1 e Dose 2 diferirem da taxa de contagem nominal. O sistema interromperá o tratamento se a taxa média de dose medida pela Dose 1 for diferente do valor esperado em 2% ou mais em qualquer intervalo de 2,5 segundos. Isso corresponde a um erro de dose de 2% (no máximo) devido à saída do feixe de MV.

Como uma verificação de desempenho da Dose 1 e da Dose 2 e uma verificação bruta da forma do perfil transversal, o tratamento também será interrompido se a razão entre a Dose 2 e a Dose 1 estiver fora de ±10% da taxa de contagem nominal ao longo de quaisquer três períodos consecutivos renováveis de 10 segundos. Além disso, as câmaras A e B são monitoradas

quanto ao movimento bruto do feixe. Ocorrerá um intertravamento se a taxa de contagem da Dose A, a taxa de contagem da Dose B ou a razão entre as Doses B e A estiver fora de ±10% do valor nominal ao longo de três períodos consecutivos renováveis de 10 segundos. Três períodos consecutivos renováveis de 10 segundos são definidos como:

- Média da amostra do 1.º ao 10.º segundo
- Média da amostra do 2.º ao 11.º segundo
- Média da amostra do 3.º ao 12.º segundo. (A interrupção ocorreria após o 12º segundo.)

Intertravamento de doses do DCS

Além dos intertravamentos de doses que definem as faixas permitidas para as taxas de contagem das câmaras de monitoramento da Dose 1 e Dose 2, há quatro intertravamentos de software associados ao DCS (Sistema de controle de dose) que podem ocorrer após o início do procedimento.

- Tensão de polarização da câmara de ionização: O DCS aplica o intertravamento se a tensão de polarização da câmara de monitoramento estiver fora da faixa (a faixa permitida é de 600 V ± 10%) por 2 segundos consecutivos.
- Faixa de PAC: O DCS oferece uma faixa limitada de liberdade para ajustar o PAC a fim de manter o ponto de ajuste desejado para a Dose 1. A faixa do PAC corresponde à faixa de ±10% da Dose 1 para procedimentos de tratamento e de ±20% para procedimentos de imagem. O DCS aplica o intertravamento se o PAC estiver fora dos limites da faixa por 5 segundos consecutivos.
- Faixa de corrente do injetor: O DCS oferece uma faixa limitada de liberdade para ajustar a Corrente do injetor a fim de manter o ponto de ajuste desejado para a Corrente da pistola. A faixa de Corrente do injetor corresponde a uma faixa de Corrente da pistola de ±5%, o que representa aproximadamente uma alteração de ±1% na razão D20/D10. O DCS aplica o intertravamento quando a Corrente do injetor estiver fora dos limites da faixa por 2 segundos consecutivos.
- Número consecutivo de pulsos reduzidos: Não se deve permitir que o sistema leve em conta os pulsos reduzidos aumentando drasticamente a dose em pulsos subsequentes. Caso ocorra um pulso reduzido, o DCS ignora-o inserindo a Dose 1 nominal em seu lugar na média de execução. Assim, o loop de feedback faz a correção usando esse valor substituído. O DCS aplica o intertravamento quando há 2 segundos de pulsos reduzidos consecutivamente.

Nos cenários acima, o intertravamento do software de computador de bordo é aberto para interromper a radiação. A operação do servo para o procedimento atual e o sistema retorna às condições iniciais do servo antes de executar o próximo procedimento.

Capítulo 2

Visão geral do sistema

Seção 2-1
Geometria da máquina. 13

Seção 2-2
Principais componentes. 17

Seção 2-3
Unidades de monitoramento 55

Seção 2-4
Introdução ao sistema de tratamento 61

Seção 2-5
Procedimentos básicos 79

Geometria da máquina

Coordenadas e movimentos 14
Números de garras. 15

Coordenadas e movimentos

Consulte “Coordenadas e movimentos” no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para identificar os sistemas de coordenadas utilizados ao longo deste guia:

- Sistema de coordenadas fixas X, Y, Z (IEC f).
- Isocentro da máquina e isocentro virtual.
- Planos sagital, transversal e coronal.
- Lasers sagital, transversal e coronal.
- Direções positiva e negativa de passo na direção x e rotação ao redor dos eixos y e z.

OBSERVAÇÃO: Na posição de zero grau do gantry, o LINAC aponta diretamente para baixo. Quando visto a partir do pé da mesa, o gantry gira no sentido horário. O sistema de coordenadas rotacionais, IEC g, identifica o lado inicial (+Xg) e o lado seguinte (-Xg) do MLC. Essas informações são usadas para especificar a expansão do feixe (lâminas de flash) para os planos do TomoDirect™.

Números de garras

As posições das garras para tratamento são armazenadas na área **Edit Machine** (Editar máquina) do TDC (Console de aplicação de tratamento), na seção **Beam/DoseCom Twinnable/Jaw Field Specifications** (Especificações de campos de feixe/dose com duplo/garra) da árvore de parâmetros. Consulte “Dados da máquina” (página 107).

Os números de garras estão dentro de uma ordem de grandeza e têm um relacionamento quase linear com a largura do campo FWHM (Full Width at Half-Maximum (Largura total no meio-máximo)) medida no isocentro. Por exemplo, “J42 [mm]” refere-se a configurações de posições de garras de -21 mm para a garra frontal e de +21 mm para a garra posterior, o que gera uma largura de campo nominal de 50 mm. Os números de garras em mm não correspondem exatamente às medidas físicas, portanto, as posições das garras às vezes são listadas sem etiquetas de mm ou cm.

As larguras reais do campo FWHM (especificadas como 850 mm SAD e 15 mm de profundidade em água) diferem-se ligeiramente dos valores nominais e os tamanhos de campos FWHM também variam de um modelo de feixe para outro.

IMPORTANTE: Para determinar as larguras fixas de campos FWHM reais em seu modelo de feixe, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray, prestando atenção às condições geométricas descritas. Os tamanhos de campos são medidos em água a 850 mm SSD, 15 mm de profundidade, mas os valores FWHM citados podem ter a divergência corrigida para o isocentro (850 mm SAD, 835 mm SSD, 15 mm de profundidade).

Observe o seguinte na imagem abaixo:

- No lado esquerdo da imagem, para tratamentos de pacientes no TDC, o tamanho do campo é exibido. São valores em tempo real da máquina, mapeados para o tamanho FWHM no isocentro.
- No lado direito da imagem, a posição da garra frontal (1) e a posição da garra posterior (2) podem ser visualizadas em Auxiliary Data (Dados auxiliares). As posições das garras nos dados auxiliares representam os números das garras.

Medições em tempo real do TDC e visualização de dados auxiliares

Garra frontal (1) e Garra posterior (2)

As posições das garras para as larguras fixas de campos disponíveis, bem como a abertura do feixe de imagens e da garra J48, estão listadas na tabela abaixo. O mapeamento entre os números de garras e o FWHM do perfil IEC Y no isocentro é armazenado no modelo do feixe e verificado pelo físico do local durante o comissionamento. Os parâmetros **backJaw** (Garra posterior) e **frontJaw** (Garra frontal) pode ser definido como outros valores para os procedimentos de QA, mas planos de tratamento com garra fixa podem ser gerados apenas para larguras de campo para as quais existam dados de comissionamento, ou seja, campos de 10 mm, 25 mm ou 50 mm. O tamanho do campo FWHM da varredura e dos feixes J48 pode variar entre máquinas, pois não são utilizados para tratamentos.

O sinal dos números de garras é consistente com a direção IEC Y. As posições negativas das garras indicam que uma garra está posicionada no lado -IEC Y do gantry e posições positivas das garras indicam que uma garra está posicionada no lado +IEC Y do gantry.

Tamanho nominal do campo	Configurações da posição da garra		
	Alias [mm]	frontJawIECMm (garra frontal)	backJawIECMm (garra posterior)
Imagens (~4 mm)	“J01”	-0,5	+0,5
Tratamento de 10 mm	“J07”	-3,5	+3,5
Tratamento de 25 mm	“J20”	-10	+10
Tratamento de 50 mm	“J42”	-21	+21
Totalmente aberto (~57 mm)	“J48”	-24	+24

Principais componentes

Componentes do feixe de tratamento 18
Hardware de posicionamento do gantry 22
Acelerador linear 23
Componentes de RF (Radiofrequência) 25
Câmaras de monitoramento de dose 28
Colimador primário 29
Colimador secundário (colimador multilâminas) 31
Matriz de detectores MVCT 35
Limitador do feixe 27
Mesa de tratamento 39
Especificações gerais 46

Componentes do feixe de tratamento

O sistema de tratamento possui um gantry em gabinete com conjuntos de gantrys fixo e rotativo conectados por meio de tecnologia de anel deslizante. Os principais componentes do RDS (subsistema de aplicação de radiação), ou seja, acelerador linear, colimador primário, colimador multilâminas, sistema de imagem MVCT e limitador do feixe, são montados no conjunto do gantry rotativo.

O gantry do sistema tem uma SAD (distância entre fonte e eixo de 85 cm) e um diâmetro do furo de 85 cm. A estabilidade mecânica do isocentro com a rotação do gantry em anel está dentro de 0,4 mm.

Para tratamentos TomoHelical™ e procedimentos de imagem CTrue™, o gantry gira continuamente ao redor do eixo IEC Y. Para tratamentos *TomoHelical*, a velocidade de rotação varia e é determinada pelo Sistema de planejamento de tratamento durante o planejamento. Para sistemas equipados com o recurso TomoDirect™, os tratamentos também podem ser aplicados com ângulos de gantry estático.

Hardware do RDS (subsistema de aplicação de radiação) montado no conjunto do gantry rotativo

Item	Nome	Descrição
1	Acelerador linear	O acelerador linear (LINAC) utiliza energia de rádio frequência para acelerar elétrons a energias muito altas (megatensão). A aceleração ocorre ao longo de uma série de cavidades evacuadas preenchidas com campos eletromagnéticos. O LINAC direciona os elétrons de alta energia para um alvo onde eles interagem para produzir fótons de alta energia através do efeito “bremsstrahlung”.
2	Garras	As garras definem um feixe em leque que é largo na direção transversal (através do paciente) e estreito na direção longitudinal. A extensão longitudinal é chamada de Largura do campo e depende das configurações das garras definidas pelo plano de tratamento. O feixe passa por uma abertura fixa que define um feixe em leque, 40 cm na direção transversal no isocentro. Além da abertura fixa, um único par de garras móveis controla a largura do campo na direção longitudinal, que é nominalmente de 5 cm, 2,5 cm ou 1,0 cm no isocentro.
3	Colimador multilâminas	O colimador multilâminas (MLC) abre e fecha 64 lâminas individuais para regular a quantidade de radiação que passa através do paciente em um local transversal correspondente a cada lâmina. Este processo é determinado pelas informações do plano do paciente.
4	Feixe	Os fótons que emanam do LINAC são colimados pela garra e pelo MLC. O feixe é colimado longitudinalmente pelas garras, para criar a largura do campo do feixe, e radialmente (lateral e verticalmente) pelo MLC. O feixe de radiação colimado passa pelo furo do gantry onde o paciente poderá estar localizado.
5	Detector	O detector lê a fluência de saída conforme o feixe passa através do paciente e da mesa de cada direção durante a rotação do gantry. Esses dados são usados para criar uma imagem *CTrue*.
6	Limitador do feixe	O limitador do feixe proporciona blindagem para o feixe primário. O limitador do feixe está alinhado diretamente através da fonte primária de feixes e além do furo ou do paciente posicionado.

A tabela a seguir lista as distâncias entre os principais componentes do sistema:

Medidas aproximadas; Posição do LINAC em 0 grau		
Componente	**Distância ao longo do eixo IEC Z central da fonte [mm]**	**Espessura do componente em IEC Z [mm]**
Foco do pivô da garra	-43,5 (acima da fonte)	
Fonte	0	
Foco do MLC	0,5	
Foco do detector MVCT	0,7 (varia)	
Alvo	4,6 (superfície superior)	0,89
Câmara de monitoramento	65,5 (superfície superior)	8,2
Garras (posição fechada)	233,4 (ponta das garras em posição distal à fonte)	117,7 (ao longo das faces de colimação)
Lâminas do MLC (posição fechada)	350,4 (ponta das lâminas em posição distal à fonte)	100,0
Isocentro	850	
Topo coletor mais ao centro no detector MVCT	1.371,5 (varia)	50,0
Topo do limitador do feixe	1.523,6	152,4

ATENÇÃO: Evite o contato com o gantry do sistema de tratamento quando as tampas estiverem removidas. O risco de lesões graves ou morte existe devido a componentes elétricos expostos e peças potencialmente rotativas. Não opere a máquina quando as tampas estiverem removidas, a menos que seja especificamente treinado para isso. Não toque em um MLC operacional. Existem pontos de esmagamento que podem causar lesões graves. Não toque em nenhuma peça de chumbo nem em fluidos de vazamento na máquina sem equipamento de proteção pessoal adequado.

IMPORTANTE: As coberturas do gantry atenuam o feixe primário por uma quantidade pequena, mas mensurável. Portanto, todas as medidas do feixe devem ser feitas com as coberturas do gantry instaladas.

ATENÇÃO: Não coloque ferramentas nem outros itens dentro do furo nas coberturas do gantry. Esses itens atenuarão o feixe em determinados ângulos, afetando a precisão da imagem e do tratamento.

Hardware de posicionamento do gantry

O hardware de posicionamento de gantry inclui uma fita de posicionamento com 550.000 marcas que são lidas por um codificador (também chamado de cabeçote de leitura), um controlador de acionamento do motor e um amplificador de acionamento do motor. A fita de posicionamento se localiza no lado giratório do gantry e o cabeçote de leitura no lado estacionário do gantry. O gantry só gira no sentido horário (quando visto a partir do pé da mesa). Esse hardware permite que o sistema configure o gantry em 3.600 posições diferentes (360°/0,1°).

Fita do codificador e cabeçote de leitura para monitoramento de posições do gantry

A sincronização do sistema é realizada de acordo com o padrão do IEEE 1588 (Precision Time Protocol; PTP). Cada subsistema é acionado fora de um relógio ethernet, que é sincronizado com o relógio mestre do Sistema de Controle Giratório (RCS). As instruções do MLC são convertidas em uma lista de eventos de abertura/fechamento com base no tempo. Os disparos para a linha do feixe são ajustados para mantê-los em sincronia com o relógio mestre. Se a mesa, gantry ou garras ficarem fora de sincronia, o tratamento será interrompido.

Acelerador linear

O sistema de tratamento usa um LINAC de 6 MV de onda constante, acoplado lateralmente, para produzir radiação. O LINAC acelera os elétrons de cavidade a cavidade até atingir o alvo, onde fótons são produzidos pelo efeito “bremmstrahlung”.

O alvo e o LINAC são uma parte. O alvo é um alvo de tungstênio de estilo transmissão. Ao contrário de alguns projetos giratórios anteriores usados em sistemas mais antigos, o alvo possui uma posição fixa em relação ao LINAC e não gira. O alvo é resfriado por condução térmica e não por contato direto com água.

Após interagir no alvo, o feixe passa através do material em endurecimento. O sistema de tratamento não possui um filtro de normalização. A taxa de fluência não modulada é mais alta no centro do feixe do que nas bordas. Todos os planos de tratamento do paciente usam o MLC para moldar a intensidade do feixe. As vantagens de um sistema sem um filtro de normalização incluem: taxa de fluência mais alta no isocentro, dispersão reduzida e energia mais uniforme em todo o feixe.

É instalada uma blindagem magnética ao redor do LINAC para reduzir a deflexão do feixe de elétrons no LINAC por campos magnéticos parasitas, melhorando assim a estabilidade da fonte com a rotação do gantry.

Representação dos componentes da linha de feixes

Item	Descrição
1	LINAC de alvo fixo estendido
2	Componente fixo do colimador primário
3	Garras
4	MLC

Componentes de RF (Radiofrequência)

Além do LINAC, o sistema de tratamento usa vários outros componentes de RF para produzir fótons de alta energia.

- Fonte de alimentação de alta tensão (HVPS) 26
- Modulador de estado sólido (SSM) 26
- Magnétron (Mag). 26
- Circulador de quatro portas (4 Portas) 26
- Controlador automático de frequência (AFC). 27
- Conjunto do injetor 27
- Limitador do feixe 27

Componentes de RF envolvidos na produção de fótons de alta energia.

Item	Componente
1	Conjunto da fonte de alimentação de alta tensão (HVPS)

Item	Componente
2	Modulador de estado sólido (SSM)
3	Magnétron (Mag)
4	Circulador de 4 Portas (4 Portas)
5	Controlador automático de frequência (AFC)
6	Acelerador linear (LINAC)
7	Conjunto do injetor

Fonte de alimentação de alta tensão (HVPS)

A Fonte de alimentação de alta tensão cria alta tensão CC usada para carregar o SSM.

Modulador de estado sólido (SSM)

O Modulador de estado sólido atua como uma chave e fornece alta tensão de corrente contínua (CC) pulsada ao magnétron.

Magnétron (Mag)

O Magnétron usa pulsos de alta tensão e campos magnéticos fortes para criar a potência de RF usada pelo LINAC para acelerar os elétrons.

Circulador de quatro portas (4 Portas)

O Circulador de quatro portas direciona a potência de radiofrequência do magnétron para o LINAC e protege o magnétron contra a potência de radiofrequência refletida a partir do LINAC.

Controlador automático de frequência (AFC)

O Controlador automático de frequência envia um sinal ao motor de ajuste do magnétron para ajustar a frequência de operação do magnétron. Isso assegura que a frequência do magnétron corresponda às necessidades do LINAC, independentemente de alterações de temperatura e carga.

Conjunto do injetor

O Conjunto do Injetor aceita os parâmetros usados para controlar o canhão de elétrons do LINAC. É possível controlar a quantidade, o tempo e a velocidade de pré-injeção dos elétrons no LINAC.

Limitador do feixe

O componente final da linha do feixe do sistema de tratamento é o limitador do feixe (15,2 cm de espessura). O limitador do feixe proporciona blindagem para o feixe primário. O limitador do feixe está alinhado diretamente na transversal a partir do LINAC e além do furo ou do paciente posicionado. Consequentemente, o limitador do feixe está sempre alinhado à fonte do feixe primário durante a rotação do gantry (consulte a imagem a seguir).

Alinhamento do limitador do feixe durante a rotação.

Câmaras de monitoramento de dose

As câmaras de monitoramento de dose se localizam após o LINAC e antes das garras e do MLC. São câmaras de placas paralelas de cerâmica com cavidades hermeticamente vedadas de Nitrogênio na pressão atmosférica. Elas são câmaras de transmissão. O feixe passa pelas câmaras antes de entrar no sistema de colimação.

As câmaras de monitoramento consistem em duas camadas de câmaras vedadas independentemente (consulte a imagem a seguir). O atenuador de sinal Dose1 é um círculo grande localizado na placa de sinalização superior. O atenuador de sinal Dose2 é um círculo menor localizado na placa de sinalização inferior. A área de Dose1 é maior do que a de Dose2 e, portanto, lê uma taxa de contagem bruta mais alta.

Câmara de monitoramento

Colimador primário

O colimador primário do sistema de tratamento consiste em componentes fixos e móveis.

- Componente fixo 29
- Componentes móveis (garras) 29
- Hardware de garras dinâmicas 30

Componente fixo

O componente fixo do colimador primário é uma abertura retangular em tungstênio após o LINAC e antes das garras. Sua finalidade é moldar o feixe do cone de radiação produzido pelo LINAC e atingir um feixe em leque. Também fornece blindagem significativa, reduzindo fugas de radiação. O componente fixo do colimador primário não pode ser ajustado.

Componentes móveis (garras)

O componente móvel do colimador primário é o conjunto de garras (consulte a imagem a seguir). As garras se localizam após o componente fixo colimador primário e antes do colimador multilâminas. Há apenas um conjunto de garras, que controla a largura do feixe de radiação na direção IEC Y. As garras são feitas de liga de tungstênio.

Garras móveis

As garras se abrem e fecham na direção IEC Y ao longo de um arco focado 43,5 mm acima da fonte. A garra frontal está no lado IEC Y negativo do gantry e a garra posterior no lado IEC Y positivo do gantry.

Para tratamentos, a largura das garras é definida durante o planejamento de tratamento. Os feixes de tratamento disponíveis incluem (nominalmente no isocentro): 5,0 cm, 2,5 cm e 1,0 cm.

Para os sistemas que não possuem uma licença do TomoEDGE™, os tratamentos são aplicados com as garras fixadas na largura selecionada durante o planejamento de tratamento.

Para sistemas licenciados *TomoEDGE*, os tratamentos podem ser aplicados com garras fixas ou móveis (dinâmicas). A largura do campo e o modo das garras (fixo ou dinâmico) são selecionados durante o planejamento de tratamento. Se dinâmico for selecionado, as garras abrirão e fecharão ao redor de cada alvo em um movimento de garra deslizante, melhorando a penumbra de dose superior/inferior.

Hardware de garras dinâmicas

Cada garra dinâmica é alimentada por um servomotor e atuador linear. Os servomotores são operados por um controlador de movimento e um servoamplificador.

Para permitir o movimento controlado das garras durante os procedimentos, o hardware e o software usados para o posicionamento das garras incluem:

- Um controlador de movimento move de forma rápida e precisa cada garra de acordo com as instruções do RDS (Sistema de aplicação de radiação). O controlador fornece alimentação aos servomotores e envia atualizações de posição ao RDS a cada 100 ms.
- Um servomotor trifásico para cada garra permite um posicionamento estático e dinâmico preciso.
- Um atuador de precisão de esferas converte o movimento giratório do motor em movimento linear.
- Um codificador no lado da carga fornece feedback da posição absoluta.

A velocidade máxima das garras é de 25 mm/s e a aceleração máxima é de 250 mm/s^2 em números de garras (consulte em “Números de garras” (página 15) uma descrição dos números das garras).

Colimador secundário (colimador multilâminas)

- Hardware do MLC 31
- Considerações de planejamento para o MLC 33

Hardware do MLC

O colimador secundário do sistema de tratamento é o MLC (colimador multilâminas). O MLC se localiza após o colimador primário e define o feixe de radiação na direção IEC X. O MLC fornece a modulação de intensidade durante o tratamento.

Há 64 lâminas binárias móveis entrelaçadas (design macho e fêmea), dispostas em bancos com 32 lâminas cada. O banco de lâminas com números pares se retrai na direção do lado Y positivo do gantry, enquanto o banco de lâminas com números ímpares se retrai na direção do lado Y negativo do gantry. Quando o gantry está posicionado a 0°, a Lâmina nº 1 está no lado X negativo do banco do MLC.

Vista do MLC com todas as 64 lâminas fechadas

As lâminas são dispostas em uma curva com um foco perto da fonte de raios x. Cada lâmina é feita de tungstênio e tem dez centímetros de espessura na direção do feixe. Cada lâmina tem 2 mm de largura (IEC X) no lado do LINAC e 3 mm de largura do lado do paciente, projetando uma largura de 6,25 mm no isocentro.

As lâminas são binárias. Elas são sempre programadas para estarem abertas ou fechadas. Quando abertas, as lâminas são completamente removidas do feixe e a forma do feixe em leque é determinada pelo colimador primário. Quando fechadas, cada lâmina cobre a extensão Y completa do feixe.

As lâminas são acionadas pneumaticamente. As posições das lâminas são monitoradas continuamente por dois sensores ópticos de posição que garantem que as lâminas abram e fechem nos momentos corretos. As imagens a seguir mostram vários desenhos esquemáticos de uma única lâmina do MLC e de seus sensores de posição. O retângulo cinza é uma lâmina e a parte da lâmina na cor azul no diagrama é a “vela”. Os quadrados pretos representam os dois sensores de posição que tentam passar luz através da vela de cada lâmina para determinar sua posição. A coluna rosa é o feixe de radiação.

Status da lâmina	Imagem de exemplo	Sensores de posição
Fechado		Sensor A: Abrir Sensor B: Abrir
Abrir		Sensor A: Bloqueada Sensor B: Bloqueada
Transição		Sensor A: Bloqueada Sensor B: Abrir
Deslocamento excessivo		Sensor A: Abrir Sensor B: Bloqueada
Deslocamento excessivo		Sensor A: Abrir Sensor B: Bloqueada

Para corrigir a latência das lâminas do MLC, os sensores óticos fornecem feedback contínuo ao MLC. Esse feedback é baseado na resposta média medida aos 12 comandos mais recentes de abertura e fechamento de lâminas para cada lâmina individual.

DICA: É recomendável executar o procedimento de QA diária do TQA pela manhã para exercitar cada uma das lâminas do MLC e verificar como as lâminas respondem aos comandos.

Na fábrica, é feita uma medição de fugas do MLC em cada máquina usando uma película no caminho do feixe posicionada 18 cm acima do isocentro, com um ângulo de gantry de 0°. Uma película de referência é medida com as lâminas e as garras abertas (abertura J48) por 8 segundos. Uma película de fuga também é medida com as lâminas fechadas e as garras abertas (abertura J48) por 720 segundos. Os valores da película são corrigidos para o plano de fundo e normalizados nos respectivos tempos de exposição. A taxa máxima na película de fuga do MLC não deve exceder 2% da taxa no centro da imagem de referência. A taxa média na película de fuga do MLC (calculada em toda a região exposta) não deve exceder 0,5% da taxa média na película de referência (calculada em toda a região exposta). Os cálculos de dose no planejamento não levam em conta a dose de fuga do MLC.

OBSERVAÇÃO: Recomenda-se que o médico clínico verifique a quantidade de radiação de fuga do MLC do sistema após a instalação e no seguimento de quaisquer procedimentos de manutenção ou atualizações.

Considerações de planejamento para o MLC

O sistema de planejamento leva em conta determinadas propriedades geométricas de cada MLC. Essas propriedades incluem:

- Limite mínimo de abertura da lâmina: Demora de 12-17 milissegundos para a transição de uma lâmina de fechada para aberta ou de aberta para fechada. Consequentemente, o TPS (Sistema de planejamento de tratamento) irá para a posição zero (limite) quaisquer tempos de abertura das lâminas ≤18 milissegundos.
- Tempos de fechamento da lâmina: Tempos de fechamento da lâmina ≤18 ms não são aplicados, mas não são descartados nos cálculos finais do planejamento.
- LFOF (Fatores de saída de fluência das lâminas): Mais de uma lâmina é necessária para “descobrir” totalmente a fonte devido ao tamanho do ponto finito da fonte. Consequentemente, a fluência através de uma lâmina depende do estado aberto ou fechado das lâminas vizinhas. Os LFOF são medidos e caracterizados pelo pessoal de serviço da

Accuray Incorporated e inseridos no TPS. O TPS ajusta os tempos de abertura das lâminas para cima, dependendo do estado aberto ou fechado das lâminas vizinhas.

- Filtros de Lâminas: Enquanto os LFOF representam a fluência média através de abertura de uma lâmina, os filtros de lâminas representam a distribuição de fluência em toda a abertura da lâmina, modelando eficazmente as bordas das lâminas. Os filtros de lâminas são medidos e caracterizados pelo pessoal de serviço da Accuray Incorporated e inseridos no TPS.

Consulte “Modelo do feixe” (página 452) para informações adicionais sobre latência de MLC, LFOF e filtros de lâminas. Consulte “Dados da máquina” (página 107) para informações sobre parâmetros adicionais que afetam o tempo dos comandos de abertura de lâminas na aplicação.

Matriz de detectores MVCT

O sistema de tratamento inclui um detector integrado de cortes únicos. O detector é uma matriz de câmaras de ionização de placas paralelas (cavidades pressurizadas preenchidas com Xenônio separadas por septos de aço inoxidável) alojadas em uma caixa de alumínio.

O detector consiste em cerca de 640 canais, dos quais 576 são conectados ao Sistema de aquisição de dados. 520 desses canais se localizam no feixe de imagem e são usados para reconstrução de imagens. O tamanho dos canais do detector é de aproximadamente 25 mm em IEC Y e aproximadamente 1,24 mm na direção transversal.

Quando um fóton interage no detector, elétrons secundários liberam elétrons adicionais no volume de gás por meio de ionização. Sob a influência de um campo elétrico aplicado (polarização de -200 V em placas alternadas), as cargas fluem para o eletrodo coletor.

Para um feixe de megatensão, a eficiência de detecção é relativamente baixa para fótons que não interagem nos septos metálicos. Os fótons que interagem nos septos liberam elétrons secundários que contribuem para aumentar a eficiência de detecção. A física é descrita em Keller 2002 (embora o detector tenha sido atualizado desde a publicação de Keller).

Os sistemas atuais incluem um detector fabricado pela Accuray Incorporated. O raio de curvatura do detector corresponde à distância da fonte ao detector, ou seja, o detector está em foco com a fonte de radiação. Portanto, a eficiência de detecção é mais uniforme em todos os canais. O detector é instalado ligeiramente inclinado (<1°) em relação ao eixo Y para evitar um caminho reto a partir da fonte entre os septos.

Sistema de geração de imagens em quilovoltagem

O sistema de geração de imagens em kV (quilovoltagem) é instalado em sistemas que possuem o recurso Synchrony® opcional para rastreamento e correção de movimento. Ele inclui a fonte de alimentação em kV (gerador), o tubo de raios X kV e o painel detector de kV. O subsistema de imagens kV está alinhado com o plano de imagem MVCT, exceto que está compensado por uma rotação axial de 90°. A distância da fonte ao isocentro de raios X kV é 575 mm. A distância entre a fonte e o painel de raios X kV é de 1.130 mm.

A geometria do sistema de geração de imagens kV exige calibração e correções, que dependem da configuração de ganho do painel kV. Como demora alguns segundos para calibrar para cada ganho, os protocolos de geração de imagens (combinações de **kV** e **mAs** designados com base na anatomia) são predefinidos para limitar o número de ganhos usados. Esses parâmetros foram selecionados para obter qualidade apropriada de imagens, nível de ruído e resolução de contraste.

IMPORTANTE: as imagens radiográficas kV são usadas para uma visualização dimensional de estruturas a partir de um ângulo específico. Os valores das coordenadas numéricas não são apresentados nas radiografias. Eles não fornecem uma referência absoluta da anatomia do paciente, nem podem ser usados como um estudo de imagem independente.

Componentes de geração de imagens kV

Item	Descrição
1	Painel detector de kV
2	Tubo de raios X kV e colimação
3	Gerador kV

O tubo de raios X para geração de imagens kV tem as seguintes propriedades:

- Faixa de tensão: 50-150 kV
- Faixa de corrente: 5-500 mA
- Energia: 45 kW
- mAs típicos para exposição única: 0,5 a 2,5

Um protocolo clínico típico seria: 100-140 kV, 100-200 mA, 10 ms, 4-8 pF (protocolos específicos de anatomia). O sistema de geração de imagens kV oferece uma dose baixa ao paciente, tipicamente 0,01 cGy/imagem para a região da pelve e 0,013 cGy para o pulmão. A dose de uma única imagem kV é maior na superfície do paciente do que no interior do paciente; contudo, várias imagens são adicionadas no interior do paciente. Os feixes que passam pela mesa antes de chegar ao paciente aplicam menos dose ao paciente, para a mesma fluência do detector e qualidade de imagem.

A dose de imagem kV é ainda mais afetada pela atenuação de itens entre o feixe e o paciente, como o material do furo do tubo e a mesa do paciente. A filtragem equivalente do material do furo do tubo é 9,7 mm de alumínio para a camada de metade do valor, ou aproximadamente 8%. A dose de entrada no isocentro é aproximadamente metade desse valor, ou

aproximadamente 4%. A atenuação do material do furo é levada em conta nas medições fornecidas, mas a atenuação da mesa não. Os itens adicionais colocados entre o feixe kV e o paciente, como marcadores de movimento LED, podem provocar atenuação adicional do feixe.

Além da filtragem padrão do feixe de 1,5 mm em alumínio, um filtro adicional foi adicionado ao tubo kV de 0,5 mm em cobre. A filtragem de qualidade equivalente do filtro adicionado é de 9,7 mm de alumínio medida em 120 kV para a primeira camada de metade do valor. O ponto focal para a distância do receptor de imagens da fonte kV é 1.135 mm ± 0,5%.
O painel detector é fortemente blindado, mas eventualmente precisará ser substituído.

AVISO: O detector é sensível ao excesso de umidade. Para maximizar a vida útil do detector, garanta um controle de umidade adequado na sala de tratamento.

Mesa de tratamento

- Hardware da mesa 39
- Translação da mesa 42
- Translação da mesa em Y 43
- Translação da mesa em X 43
- Translação da mesa em Z 44
- Especificações da mesa 44
- Furos de indexação. 45

Hardware da mesa

A mesa consiste em uma base que permanece fora do campo de tratamento aparafusada no chão e um palete inferior e um palete superior que entram no campo de tratamento. Um suporte de palete (“apanhador”) na parte traseira do gantry sustenta o peso da mesa quando ele entra no furo, reduzindo significativamente a inclinação da mesa.

Mesa, gantry e apanhador

Os paletes inferior e superior da mesa são feitos de fibra de carbono no exterior e espuma no interior. O palete superior possui furos de indexação que percorrem todo o palete superior. Um conjunto de cabos ópticos e folha de cobre muito fina percorre o comprimento da mesa, que conectam os LDA (Conjuntos de unidades laterais).

Seção cruzada do palete inferior da mesa

Paletes superior e inferior da mesa de tratamento

Item	Área da Imagem de CT	Descrição
1	Retângulo superior	Palete superior da mesa (também conhecido como tampo da mesa)
2	Canais esquerdo e direito	Circuitos flexíveis planos para LDA (Conjuntos de unidades laterais)
3	Trapezoide inferior	Palete inferior da mesa

A atenuação da mesa é mais alta para feixes que tenham um comprimento de caminho mais longo através da fibra de carbono. As medidas de amostras foram feitas colocando componentes da mesa sobre uma pilha de *Virtual Water*, com a câmara de ionização a 15 mm de profundidade e 850 mm de SAD. Essas medidas de amostras fornecem uma ideia aproximada da faixa de valores de atenuação através de componentes individuais da mesa como uma função do ângulo e da posição do feixe na mesa. As variações diárias de posição da mesa ou ângulos do feixe (devido às correções aplicadas de rotação ao redor do eixo y) podem alterar por quais partes da mesa o feixe passa. Essas alterações contribuem para erros de aplicação (dose maior ou menor do que a

prevista para a posição da mesa no plano de tratamento). As medidas mostradas servem apenas para fornecer uma ideia aproximada da atenuação da mesa. Os erros reais de aplicação dependem do plano.

Medidas de amostragem de atenuação da mesa			
	Redução aproximada do sinal da câmara de ionização comparada com ar		
	Entrada do feixe perpendicular à mesa	Entrada do feixe em ângulo de 45° em relação à mesa	Entrada do feixe através das bordas da mesa
Palete inferior	~2,75%	~4,4%	~7,6%
Palete superior	~1,4%	~2,6%	~3,5%
	Além disso, a folha de cobre atenua o feixe <1% a mais do que o ar.		

ATENÇÃO: Podem ocorrer lesões graves se alguma parte do corpo obstruir o caminho dos componentes mecânicos que movem a mesa de tratamento ou o tampo da mesa. Verifique sempre se os operadores, pacientes e espectadores estão posicionados em locais seguros e se a área está livre de objetos obstrutivos antes de mover a mesa.

ATENÇÃO: Para evitar o deslocamento involuntário do paciente durante o movimento da mesa, não permita que itens (tais como, roupas de cama, dispositivos de fixação, cabeamento ou avental do paciente, membros, cabelos, etc.) fiquem projetados para fora do tampo da mesa. O deslocamento involuntário do paciente pode resultar no deslocamento da aplicação de radiação e em possíveis lesões para o paciente. Conforme indicado neste *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento), verifique sempre se o caminho do movimento do paciente está livre de obstruções, incluindo itens projetados para fora do tampo da mesa.

AVISO: Podem ocorrer danos na mesa de tratamento, coberturas do gantry ou outra propriedade se algum objeto obstruir o caminho da mesa de tratamento ou do tampo da mesa. Sempre verifique se a área está livre de objetos obstrutivos e se a mesa está livre para se movimentar por todo o alcance necessário para o tratamento antes de mover a mesa ou iniciar um procedimento de tratamento.

ATENÇÃO: A densidade do LDA não é levada em conta para cálculos de dose. Para evitar que o paciente receba uma subdose, NÃO posicione o alvo do paciente acima da linha branca na mesa. Consulte “Impedir a irradiação LDA” no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para obter mais informações.

AVISO: Para evitar desgaste desnecessário no LDA, verifique se o LDA está fora do feixe para todos os procedimentos de tratamento, imagem e QA. Consulte “Impedir a irradiação LDA” no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para obter mais informações.

Translação da mesa

A mesa de tratamento é uma mesa tridimensional, o que permite ajustes nas direções X, Y e Z. O eixo Z é controlado por uma chave de fenda, o eixo Y por um acionamento por correia e o eixo X por meio de uma combinação de ambos. Os codificadores magnéticos absolutos ao longo de cada eixo garantem que a mesa alcance às posições corretas. Enquanto a máquina estiver ligada, o servo da mesa faz correções continuamente conforme necessário para manter a posição desejada.

Durante o funcionamento normal, a posição da mesa pode ser controlada pelo sistema de tratamento para configurar ou executar um procedimento. A posição da mesa também pode ser ajustada pelo usuário por meio dos Painéis de controle de posicionamento no gantry ou dos CCK (Couch Control Keypads).

Durante o funcionamento normal, o botão **Unload** (Descarregar) nos Painéis de controle de posicionamento pode ser usado para baixar a mesa até uma altura que permita que um paciente com mobilidade suba ou

desça da mesa. Se a mesa precisar ser abaixada manualmente, o usuário deve usar o modo **Free Float** (Flutuação livre) para primeiro retrair a mesa a partir do furo na direção Y. Se uma **Emergency Stop** (Parada de emergência) foi pressionada, mas a máquina ainda possuir energia, um botão próximo do CCK pode ser usado para abaixar a mesa. No caso de perda de energia, o paciente pode precisar ser removido da mesa antes que a energia possa ser restaurada. Use uma maca, com as rodas firmemente trancadas e deslize o paciente cuidadosamente para fora da mesa, colocando-o na maca.

Translação da mesa em Y

Durante tratamentos com TomoHelical™ e TomoDirect™, os paletes inferior e superior da mesa se deslocam em uma velocidade constante na direção +Y. Para obter informações sobre a duração máxima do tratamento, consulte “Especificações da mesa” (página 44).

Antes de iniciar um procedimento de feixe ativado, a posição Y da mesa deve estar suficientemente longe no furo que está além do sensor de limite na parte traseira da base da mesa e o modo **Free Float** (Flutuação livre) deve estar desligado. Além disso, o usuário deve verificar se a posição da mesa não posicionará os LDA no feixe.

DICA: Ao configurar um paciente ou um objeto simulador para tratamento, verifique se a mesa está suficientemente distante no furo para que haja espaço para a mesa ser deslocada na direção -IEC Y, se necessário, para acomodar deslocamentos de registro.

OBSERVAÇÃO: Os limites calibrados no software evitam que a mesa colida com o furo quando ela for operada pelo sistema. É possível que o usuário empurre a mesa manualmente para dentro das coberturas do gantry usando o modo **Free Float** (Flutuação livre) se a altura da mesa estiver abaixo da abertura do furo. Não use o modo **Free Float** (Flutuação livre) para empurrar a mesa para dentro dos gabinetes do gantry.

ATENÇÃO: Os limites calibrados no software não asseguram uma folga entre um objeto ou paciente na mesa e os gabinetes do gantry. Sempre verifique se há folga suficiente para evitar lesões ao paciente ou danos ao equipamento.

Translação da mesa em X

Para ajustes de configuração lateral, o palete superior desliza sobre o palete inferior. O palete superior está equipado com uma faixa de movimentação de ±25 mm na direção IEC X para realizar turnos diários conforme determinado a partir da imagem de MVCT.

A centralização do palete inferior depende principalmente de como a base foi aparafusada no chão da sala de tratamento. O palete superior está centralizado sobre o palete inferior quando a leitura da posição X nos **Positioning Control Panels** (Painéis de controle de posicionamento) é 0,0.

Translação da mesa em Z

A altura da mesa (Z) pode ser ajustada antes da ativação do feixe. O instalador define os limites do movimento de Z da mesa para evitar colisão da mesa com o furo. A altura do suporte do palete é definida durante a calibração da mesa pelo instalador e ajusta-se automaticamente para corresponder à altura da mesa.

Especificações da mesa

A altura do suporte do palete ajusta-se automaticamente à altura da mesa.

OBSERVAÇÃO: Uma interrupção do sistema ocorrerá se os dados do codificador do sistema indicarem que a altura de suporte do palete não corresponde à altura da mesa dentro da tolerância.

O suporte de palete reduz, mas não elimina completamente a inclinação da mesa. A precisão do posicionamento absoluto da mesa de tratamento, quando movida de qualquer ponto para qualquer outro ponto, é de ±1 mm em IEC X, ±1 mm em IEC Y e ±2 mm em IEC Z. Além disso, se você capturar uma imagem de um paciente e depois tratá-lo, a posição instantânea da mesa durante todo o tratamento é consistente com a posição instantânea da mesa para a imagem dentro de um vetor de 0,75 mm, após considerar todos os desvios aplicados durante o registro da imagem.

A especificação de posicionamento ponto a ponto absoluta de ±2 mm no IEC Z inclui a precisão de posicionamento e deflexão mecânica da mesa, como a inclinação. As especificações para precisão absoluta de posicionamento se aplicam a uma mesa sem carga e também a uma mesa carregada com até 200 kg de peso.

Quando a mesa está fora do furo na posição de configuração do paciente, a mesa de tratamento não está engatada no suporte do palete. Se você configurar o paciente abaixo da região do Conjunto de unidades laterais (LDA), a mesa será engatada com o suporte de palete para todo o procedimento de feixe ligado. Pode haver um leve desvio na posição da mesa no momento do engate com o suporte do palete, mas isso ocorre antes do início da varredura de imagem ou tratamento e está incluído na especificação de posicionamento ponto a ponto de ±2 mm no IEC Z.

ATENÇÃO: Não confie apenas nos lasers para a configuração do paciente ou objeto simulador. Verifique a configuração dentro do furo com uma imagem antes de cada tratamento de paciente ou objeto simulador

Para informações sobre intertravamentos da mesa, consulte “Intertravamento da posição da mesa” (página 8).

Furos de indexação

A mesa tem uma coluna de furos de indexação através do palete superior nos lados esquerdo e direito. Os furos são identificados alternadamente com letras ou números.

- Os furos de indexação numerados correspondem às barras de indexação da Medical Intelligence. A imagem a seguir mostra uma barra de indexação iBEAM da Medical Intelligence, P10105-110. A distância entre os botões metálicos no lado anterior da barra de indexação da Medical Intelligence é padronizada, portanto, por exemplo, as barras de indexação funcionam com um suporte de cabeça da Civco ou uma placa de tórax da MedTec. O sistema é fornecido com três barras de indexação iBEAM da Medical Intelligence.
- Os furos de indexação identificados com letras têm tamanhos diferentes nos lados esquerdo e direito da mesa, portanto, não se adaptam perfeitamente às barras da Medical Intelligence. Os furos identificados com letras funcionam com barras de indexação feitas por outros fabricantes que exigem um furo de tamanho diferente no lado esquerdo em relação ao lado direito da mesa.

Indexação da mesa

IMPORTANTE: Para garantir um uso seguro e eficaz de um acessório, verifique se a barra de indexação e o acessório conectado estão corretamente montados na mesa. Consulte nas instruções que acompanham o acessório informações adicionais sobre o uso adequado do dispositivo.

Especificações gerais

Esta seção informa as condições de funcionamento, as características e especificações do equipamento para o subsistema de aplicação.

- Condições de transporte e armazenamento 46
- Condições de uso normal 46
- Especificações do gantry 47
- Especificações do laser 47
- Especificações do feixe de fótons 49
- Especificações do MLC 50
- Especificações de MVCT 51
- Especificações de radiografia kV 51
- Características de radiação e do feixe 52
- Especificações da mesa 52
- Faixa e resolução dos valores exibidos 53
- Compatibilidade eletromagnética e proteção contra radiação. 54

Condições de transporte e armazenamento

- Umidade relativa: <95%, sem condensação.
- Temperatura: 4-50°C (40-120°F).
- Pressão atmosférica: 600-800 mm Hg.
- Evitar luz solar direta.

Condições de uso normal

Sala de tratamento

- Temperatura: 20-24°C (68-75°F).
- Umidade relativa: 30-60%, sem condensação.
- Pressão atmosférica: 600-800 mm Hg.

Suprimento de ar para o sistema

- Fluxo: 6 bar (90 psig) a 425 lpm em STP (15 scfm).
- Qualidade: isenta de água e de óleo, filtrado a 0,5 mícron.
  Ponto de condensação de 1°C a 4°C (34°F a 40°F) a 90 psi.

Alimentação de energia para o sistema

- Faixa de tensão de entrada nominal: 380-480 VCA (3 fases), 60 Hz, 60,4-76,3 A/fase (76,3 A/fase a 380 VCA a 60,4 A/fase a 480 VCA).
- Faixa de tensão descarregado: +5% de tensão nominal sem carga.
- Faixa de tensão carregado: +5% de tensão nominal em carga total.

Especificações do gantry

Geometria da máquina

- Distância da origem ao eixo: 850 mm.
- Diâmetro do furo: 850 mm.

Rotações por Minuto (RPM)

Fixo para imagens de MVCT:

- Uso clínico: 360°/6 segundos (10 rpm).

Para aplicação *TomoHelical*:

- Rpm mínima: 360°/60 segundos (1 rpm)
- Rpm máxima: 360°/11,8 segundos (~5,08 rpm)

A rotação do gantry é restrita aos seguintes limites para posicionamento ponto a ponto (não contínuo) de feixes *TomoDirect* ou para procedimentos de testes de garantia de qualidade não clínicos:

- Mínimo: 360°/60 segundos (1 rpm).
- Máximo: 360°/6 segundos (10 rpm).

Especificações do laser

Laser estacionário (Verde)	
Tipo	Diodo
Comprimento de onda	520 nm
Cor	Verde
Número de lasers verdes	Dois: um laser do isocentro e um laser do isocentro virtual
Potência máxima de saída	≤1 mW
Projeção e movimento	

Laser estacionário (Verde)	
Laser do isocentro	
Projeção	Projetado da parte traseira do gantry. Retículo centrado no isocentro da máquina com as projeções de linhas de laser coincidentes com o eixo x e o eixo z.
Movimento	Não aplicável – o laser não se move
Laser do isocentro virtual	
Projeção	Projetado de cima da mesa do paciente. Retículo centrado no isocentro da máquina virtual (coordenadas fixas 0, -700, 0) com projeções de linhas a laser coincidentes com o eixo y e paralelas ao eixo x.
Movimento	Não aplicável – o laser não se move

Laser móvel (Vermelho)	
Tipo	Diodo
Comprimento de onda	635 nm
Cor	Vermelho
Número de lasers vermelhos	Cinco: um plano sagital, dois planos transversais e dois planos coronais.
Potência máxima de saída	≤1 mW
Projeção e movimento	
Laser de plano sagital	
Projeção	Projetado de cima da mesa do paciente. Projeção de linha coincidente com o eixo y quando em posição inicial.
Movimento	O plano se move na direção do eixo x.
Faixa de movimento	400 mm
Velocidade de movimento	>100 mm/s (para pontos fixos) 0,2-100 mm/s (selecionável manualmente)

Laser móvel (Vermelho)	
Laser de plano transversal	
Projeção	Projetado a partir dos lados esquerdo e direito da mesa do paciente. Projeção de linha paralela ao eixo x a -700 Yf quando em posição inicial.
Movimento	O plano se move na direção do eixo y.
Faixa de movimento	400 mm
Velocidade de movimento	>100 mm/s (para pontos fixos) 0,2-100 mm/s (selecionável manualmente)
Laser de plano coronal	
Projeção	Projetado a partir dos lados esquerdo e direito da mesa do paciente. Projeção de linha coincidente com o eixo y quando em posição inicial.
Movimento	O plano se move na direção do eixo z.
Faixa de movimento	400 mm
Velocidade de movimento	>100 mm/s (para pontos fixos) 0,2-100 mm/s (selecionável manualmente)

Especificações do feixe de fótons

O acelerador linear produz um espectro de energia de terapia única de 6 MV. Este feixe não é normalizado.

Dose e energia

- A precisão da aplicação da dose é a precisão do sistema na aplicação da dose em comparação com a dose planejada. Para as modalidades de tratamento do Synchrony®, isso inclui a aplicação da dose com rastreamento e correção de movimento em tempo real em comparação com a dose planejada. Para doses aplicadas clinicamente relevantes (por exemplo, no intervalo de 1,8 Gy a 20,0 Gy), uma taxa de aprovação ≥95% é normal para pontos dentro da curva de 50% da isodose para os seguintes critérios de gama:
  - TomoHelical™ e TomoDirect™ (sem Synchrony®), usando critérios de gama de 3%/3 mm
  - Synchrony® Lung Tracking™ ou Synchrony® Fiducial Tracking™ with Respiratory Modeling™, usando critérios de gama de 3%/3 mm

- Synchrony® Fiducial Tracking™ (sem Respiratory Modeling™) e desvios fiduciais ≤5 mm sem rotação, utilizando critérios de gama de 5%/4 mm

Esses resultados típicos de precisão se aplicam às condições de teste da Accuray Incorporated e não são aplicados a todos os casos clínicos. Consulte neste guia as sugestões para solução de problemas de QA específicos do paciente para obter informações adicionais.

- Energia nominal: 6 MV (energia única)
- Taxa de dose nominal em Dmax* nominal: 850 cGy/min ou 1.000 cGy/min
- Dmax** nominal: 1,5 cm
- Profundidade da dose percentual a 10 cm**: 61,4%
- Reprodutibilidade: Precisão da reprodutibilidade dos canais do monitor de dose (Dose1 e Dose2): 0,5%

*Desempenho com base em campo de tamanho 5 cm x 40 cm em SSD = 85 cm

**Desempenho com base em campo de tamanho 5 cm x 25 cm em SSD = 85 cm.

Consulte “Dosimetria para o sistema de tratamento” (página 105) para obter mais informações adicionais sobre a taxa de dose nominal.

Tamanho do campo no isocentro

O sistema de aplicação de tratamento tem dois modos de garra:

- No modo de Garra fixa, o colimador fica em uma posição fixa durante todo o tratamento. Larguras de campo (IEC Y) de 1 cm, 2,5 cm e 5 cm no isocentro estão disponíveis.
- No modo Garra dinâmica, o colimador abre e fecha em torno de cada alvo em um movimento de garra deslizante, com uma largura de campo que varia de aproximadamente 1 cm até o tamanho de campo selecionado (nominal 2,5 cm ou 5 cm).

O alinhamento do feixe com o isocentro é fixo para todos os protocolos. O feixe de MV está alinhado com a linha central do detector em ± 2 mm. Para geração de imagens MVCT, a mesma configuração de garras é usada para todas as configurações de rotação ao redor do eixo x.

Especificações do MLC

Os itens listados são especificações gerais relacionadas ao MLC.

- Número de lâminas: 64 lâminas binárias entrelaçadas móveis
- Largura da lâmina projetada para o isocentro: 6,25 mm
- Fuga: ≤0,5% em média

- Tempo de transição da lâmina: ≤30 ms
- Eixo de deslocamento: direção longitudinal (IEC Yf)
- Distância da superfície da extremidade inferior do dispositivo de limitação de feixe multielemento ao isocentro: 50,57 cm

Os itens listados estão relacionados ao tamanho material e geométrico de uma única lâmina do colimador.

- Material: Tungstênio
- Eixo X (parte inferior da lâmina): 2,374 mm
- Eixo Y: 132 mm
- Eixo Z: 100 mm

Especificações de MVCT

- Resolução espacial: ≤1,6 mm (512 x 512 pixels, 39 cm FOV)
- Dose por imagem de MVCT: 0,5-3 cGy (dependendo da rotação ao redor do eixo x para aquisição)
- Espaçamento de corte disponível: 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm
- Reprodutibilidade: Precisão da reprodutibilidade dos canais do monitor de dose (Dose1 e Dose2): 0,5%

Especificações de radiografia kV

Especificações da imagem:

- O feixe de geração de imagens kV está mecanicamente alinhado e fixo para todos os protocolos. Com base no alinhamento mecânico, o campo de visão da radiografia é de aproximadamente 20 cm x 20 cm, centralizado no isocentro ± 5 mm.
- Resolução espacial: O tamanho do pixel no detector é de 400 micrômetros x 400 micrômetros. Projetado para o isocentro, o tamanho do pixel é de aproximadamente 203,5 mícrons ou ~ 0,2035 mm (a distância kV da fonte ao isocentro é de aproximadamente 575 mm e a distância kV da fonte ao detector é de aproximadamente 1.130 mm).
- O Synchrony® Fiducial Tracking™ permite rastrear e tratar tumores em movimento com precisão de 1,5 mm ou mais.

Características de radiação e do feixe

Tamanho máximo do campo do feixe

Com as garras abertas na configuração nominal de 50 mm e todas as lâminas do MLC abertas, o tamanho máximo do campo do geométrico do feixe é de 50 mm (longitudinal) x 400 mm (transversal) no isocentro da máquina.

Volume de tratamento

O volume de tratamento máximo depende da imagem do plano, da altura da mesa e da instalação física do sistema. Em geral:

- O MLC pode aplicar uma projeção de 40 cm no isocentro, que permite a irradiação de todas as áreas-alvo dentro de um cilindro de 40 cm de diâmetro ao redor do isocentro, ao longo de 360 graus. As áreas fora de um cilindro de 40 cm podem ser irradiadas de uma faixa de ângulos de gantry reduzida e específica para cada local.
- O comprimento máximo real do tratamento depende da altura da mesa, mas normalmente é de até 1.350 mm (longitudinal) para a configuração típica do paciente. A duração real do tratamento disponível pode ser de 600 mm ou 1.350 mm, dependendo da licença específica.

OBSERVAÇÃO: A região de tratamento utilizado é determinada pelo campo de visão da imagem (FOV) de planejamento da CT. Contanto que o FOV seja de 800 mm ou menos e toda a anatomia do paciente esteja presente na imagem de planejamento, o sistema de tratamento pode importar a imagem, o plano e o tratamento.

Especificações da mesa

Mecanismos anticolisão

O software do sistema evita que a mesa colida com a passagem do gantry enquanto ela está avançando ou retrocedendo. Um sensor de limite e batente evitam que a mesa seja elevada acima do isocentro.

A mesa de tratamento possui um design de “apanhador”, que minimiza qualquer deflexão vertical da mesa. O movimento não é permitido na direção longitudinal até a mesa estar na ou acima da altura do furo.

Faixa de movimentação da mesa

- Longitudinal: Aproximadamente de 0,0 mm a 2.270 mm (variação manual; possível após a liberação do tampo da mesa).
- Vertical: Aproximadamente de 0 mm a 427 mm abaixo do isocentro (variação manual; limites mecânicos de movimento).

- Lateral: De 0,0 mm a ± 30 mm (limites mecânicos de movimento).
- Capacidade de carga de paciente: 440 libras/200 kg.

Consulte “Intertravamento da posição da mesa” (página 8) para informações sobre a precisão do posicionamento.

Velocidades da mesa (Translação)

- Velocidade zero (0) durante uma varredura aérea ou outro procedimento de garantia de qualidade que não requer movimento da mesa.
- O hardware da mesa é capaz de se mover em uma faixa de velocidade de 0,010 mm/s a 100 mm/s em IEC Y. No entanto, o sistema de planejamento impõe uma faixa de 0,0125 mm/s a 50 mm/s para planos de tratamento.

Comprimento da mesa de tratamento

Para a configuração típica de paciente, a mesa pode tratar em uma distância longitudinal de até 1.350 mm. Consulte “Volume de tratamento” (página 52) para obter informações adicionais.

A duração real do tratamento disponível pode ser de 600 mm ou 1.350 mm, dependendo da licença específica do seu sistema.

Faixa e resolução dos valores exibidos

Valores exibidos da mesa

As posições atuais da mesa são exibidas no Console de aplicação de tratamento (guias **Scan** (Varredura) e **Treat** (Tratar)) e no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento):

- Resolução de vídeo: 0,1 mm.
- Faixa de exibição vertical: 0,0 mm a +427,0 mm.
- Faixa de exibição longitudinal: 0,0 mm a +2.270,0 mm.
- Faixa lateral: 0,0 mm a ± 30,0 mm.

Valores exibidos do laser

As posições atuais do laser são exibidas no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento):

- Resolução de vídeo: 0,5 mm.
- Faixa: 0–40 cm.

Valores exibidos de MU cumulativa

As MU (Unidades de monitoramento) cumulativas são exibidas durante toda a aplicação no Console de aplicação de tratamento (guias **Scan** (Varredura) e **Treat** (Tratar)):

- Precisão: o valor exibido varia em até 3% em relação à aplicação real.
- Faixa: o Console de aplicação de tratamento começa a contar de zero até o valor aplicado.
- Resolução: MU inteiras

Compatibilidade eletromagnética e proteção contra radiação

O sistema de tratamento está conforme as exigências para:

- Compatibilidade eletromagnética conforme especificado na IEC 60601-1-2.
- Proteção contra radiação em equipamentos de raios X para diagnóstico, conforme especificado na IEC 60601-1-3.

Unidades de monitoramento

Abordagem com base no tempo para planejamento e aplicação de tratamento. 56

Cálculos de exibição de unidades de monitoramento. . . . 57

Sistema de controle de dose 58

Abordagem com base no tempo para planejamento e aplicação de tratamento

O sistema de tratamento planeja e aplica tratamentos com base no tempo:

- Essa abordagem é semelhante a um tratamento de fonte radioativa, em que se espera uma taxa de dose constante e o paciente é exposto à fonte por uma quantidade de tempo precisamente determinada.
- Essa abordagem é diferente de sistemas convencionais com base em LINAC, em que o plano de tratamento indica um número especificado de unidades de monitoramento e o feixe é desligado quando o número total de unidades de monitoramento foi aplicado.

O sistema de tratamento usa um temporizador para determinar quando o feixe deve ser desligado no final do tratamento. Se o temporizador principal falhar, há também um temporizador reserva para encerrar o tratamento após 6 segundos de tempo adicional.

A abordagem com base no tempo é adequada para tratamentos *TomoHelical* e *TomoDirect*, nos quais a mesa faz o movimento de translação em uma velocidade constante e os alvos são tratados da extremidade superior para a extremidade inferior. Cada voxel no alvo passa pelo plano do feixe em um período limitado e é afetado apenas pela dose aplicada enquanto o voxel está no plano do feixe (ou no alcance da dispersão a partir do plano do feixe).

Durante o tratamento, as contagens brutas nas câmaras de monitoramento são monitoradas continuamente. Se a taxa de contagem sair das tolerâncias, um intertravamento interrompe o tratamento, conforme discutido em “Intertravamentos de segurança relativa à radiação e do sistema” (página 1). Em seguida, pode ser aplicado um procedimento complementar.

Por exemplo, se o tratamento de um alvo longo for interrompido na metade, a extremidade superior do alvo terá recebido a dose total, mas sem extremidade inferior do alvo ter alcançado o plano do feixe. A parte do alvo no feixe no momento da interrupção receberá uma parte da dose de fração planejada.

No relatório de aplicação de uma fração de tratamento, espera-se que o tempo de aplicação seja exatamente igual ao tempo planejado, mas as unidades de monitoramento podem variar em relação aos valores esperados se a taxa de dose variar dentro da janela permitida durante o tratamento. As unidades de monitoramento totais aplicadas ao paciente a cada dia podem ser comparadas com o valor previsto pelo TPS (consulte a próxima seção).

OBSERVAÇÃO: O número total de unidades de monitoramento aplicadas não constitui informações suficientes para reconstruir a distribuição da dose no paciente. A dose para um voxel no paciente depende da taxa de dose durante o tempo em que o voxel estava no feixe e na modulação das lâminas.

Cálculos de exibição de unidades de monitoramento

- Contas medidas 57
- Contagens esperadas 57

Contas medidas

A exibição da unidade de monitoramento no TDC é calculada como:

*MU = (contagens brutas - contagens de fundo) * (MU por contagem de câmara)*

em que os valores de *MU por contagem de câmaras* para Dose1 e Dose2 são registrados na área **Edit Machine** (Editar máquina), em **Beams > Controls** (Feixes > Controles), e as contagens de fundo são determinadas um pouco antes de o feixe ser ligado.

As contagens brutas, não o fator de calibração, são utilizadas para o DCS (Sistema de controle de dose), verificar a taxa de dose durante o tratamento e iniciar uma interrupção se a taxa de dose estiver fora da tolerância. Portanto, a calibração da exibição da unidade de monitoramento (*MU por contagem de câmaras*) não tem impacto direto no tratamento do paciente, afetando apenas os números exibidos no TDC. Normalmente, a exibição da unidade de monitoramento é calibrada para exibir 1 cGy/MU no isocentro, para um campo de 5 x 40 a 1,5 cm de profundidade em Virtual Water™, mas o físico do local pode optar por calibrar de forma diferente.

Para procedimentos do paciente, as lâminas são fechadas aproximadamente nos 10 primeiros segundos para permitir que o feixe se estabilize. Durante esse tempo, o feixe primário não alcança o paciente, portanto, a saída da unidade de monitoramento da máquina não tem interesse clínico. A exibição **Cumulative (mu)** (Cumulativa [mu]) não é incrementada durante o aquecimento nos procedimentos de tratamento, geração de imagens ou QA da máquina.

A exibição **Rate (mu/min.)** [Taxa (mu/min)] é uma média nos 10 segundos mais recentes, mas não incluindo o período de aquecimento. Nenhuma taxa MU é exibida até o fim do aquecimento.

Contagens esperadas

O Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision* calcula a aplicação com base nos tempos de abertura das lâminas de cada subfeixe (“beamlet”) e no tempo total de tratamento do plano. Em seguida, o Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision* prevê as unidades de monitoramento para a aplicação do plano multiplicando o tempo de tratamento (sem incluir o aquecimento de 10 segundos) pelo parâmetro **Expected MU (MU/min)** (MU esperada (MU/min)) do TDC, localizado na área **Edit Machine** (Editar máquina). Dependendo da modulação das lâminas, os planos que aplicam o mesmo número de unidades de monitoramento podem ter distribuições de dose de pacientes muito diferentes.

Sistema de controle de dose

O DCS (Sistema de controle de dose) proporciona controle automático contínuo do LINAC (acelerador linear) para alcançar uma saída estável. Esse controle é obtido por meio de um sistema de controle de loop fechado ou servo. No servo, o Sistema de controle de dose controla dois parâmetros críticos que afetam a dose:

- A **Injector Current** (Corrente do injetor) é a entrada para o canhão de elétrons. A Corrente do injetor controla a **Gun Current** (Corrente do canhão). A Corrente do canhão é a taxa de elétrons injetados no campo de aceleração do LINAC. O software do DCS monitora a Corrente do canhão usando uma bobina de Rogowski ao redor do cabeamento do injetor e faz correções na Corrente do injetor. A Corrente do injetor tem o efeito mais notável na energia do feixe.
- O **Pulse Amplitude Control (PAC)** (Controle de amplitude de pulso (PAC)) é a magnitude do pulso do magnétron, que estimula o magnétron a criar a potência de radiofrequência que estabelece o campo de aceleração do LINAC. O software do DCS monitora a câmara de monitoramento **Dose 1** e faz correções no PAC para aumentar ou diminuir a saída. O sinal do PAC tem o efeito mais notável na taxa de dose de saída.

IMPORTANTE: A Corrente do canhão é apenas um fator que pode alterar a energia do feixe de radiação. Como o sistema não monitora diretamente sua própria energia, não é possível um servo de energia verdadeira. Sempre verifique a QA de energia usando uma câmara de ionização externa calibrada. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência ao fazer ajustes de energia.

Usando a Corrente do injetor e os sinais do PAC, o Sistema de controle de dose pode reagir ao feedback obtido dos sinais monitorados de Dose 1 e Corrente do canhão para controlar efetivamente a dose e a energia de saída. O sistema deve ser devidamente calibrado para que ele saiba quanto acionar o magnétron e a Corrente do injetor. Durante o processo de instalação e para qualquer serviço posterior de RF, o sistema será calibrado para obter as funções específicas da máquina que relacionam o PAC à Dose 1 e a Corrente do injetor à Corrente do canhão.

O DCS foi projetado para não aumentar a taxa de pulsos reduzidos em um sistema. Caso ocorra um, o DCS ignora o pulso reduzido inserindo a **Dose 1** nominal em seu lugar na média de execução. Assim, o loop de feedback faz a correção usando esse valor substituído.

A figura a seguir é um diagrama de blocos simplificado que ilustra a relação entre os componentes do DCS.

Diagrama de blocos do sistema de controle de dose

Introdução ao sistema de tratamento

Visão geral 62
Introdução aos sistemas de geração de imagens 72
Ambiente de rede do Accuray 75

Visão geral

- Detalhes do planejamento da modalidade de tratamento 63
- Feixe de tratamento 67
- Translação da mesa 68
- Rotação do gantry 68
- Colimação Y (Garras) 69
- Colimação X (MLC) 70
- Outros 71

Esta seção apresenta os parâmetros básicos de aplicação de planos de tratamento para as três seleções a seguir.

- *TomoHelical* ou *TomoDirect*
- Garras fixas ou garras dinâmicas
- IMRT, 3DCRT (3D Conformal) ou planejamento antecipado
- Sincronização de movimento

A tabela abaixo resume os parâmetros inseridos pelo planejador para criar os diferentes tipos de planos.

Entradas do planejamento	Modalidade de tratamento				
	IMRT helicoidal	**3DCRT helicoidal**	**IMRT direto**	**3DCRT direto**	**Planejamento antecipado direto**
Prescrição	X	X	X	X	
Alvo e contornos da estrutura sensível	X	X	X	X	
Restrições de dose de otimização	X		X		
Ângulos de feixe diretos			X	X	X
Expansão de feixe direto			X	X	
Extensões, pesos e doses de campo direto					X

Detalhes do planejamento da modalidade de tratamento

As seleções de modalidade de tratamento são feitas no Sistema de planejamento de tratamento do Accuray Precision®. São possíveis diferentes combinações de parâmetros de aplicação, dependendo da sua configuração, exceto que o Planejamento antecipado está disponível apenas para os planos do TomoDirect™ e o Synchrony® está disponível apenas para os planos do TomoHelical™. O *TomoHelical*, *TomoDirect*, TomoEDGE™ (garras dinâmicas) e a largura do campo fixo de 1,0 cm são recursos licenciáveis e sua disponibilidade depende da configuração do sistema.

Planos IMRT

Nos planos IMRT, as entradas do planejamento são utilizadas para otimizar o padrão de aplicação do MLC para atender à prescrição e tentar atender às restrições de dose de otimização.

Planos 3DCRT

Nos planos 3DCRT, o padrão de aplicação do MLC é determinado sem inserir restrições de dose ou utilizar contornos de estrutura sensíveis. As lâminas móveis são utilizadas para explicar o fato de que o sistema não tem filtro de normalização, e também para os efeitos da atenuação do subfeixe diferencial no alvo. Para obter mais informações, sobre o planejamento 3DCRT, consulte “Algoritmo 3D conformal (3DCRT)” (página 515).

Planos *TomoDirect*

Nos planos IMRT e 3DCRT do *TomoDirect*, o planejador não desenha formatos do feixe nem controla seus pesos. Nos planos IMRT direto, o peso do subfeixe é determinado com base em cada subfeixe pelo otimizador para tentar atender às restrições de dose de otimização. A expansão do feixe também pode ser atribuída aos planos do *TomoDirect*. A movimentação do paciente durante o tratamento, especificamente a respiração, faz o alvo se mover em relação ao feixe de ângulo fixo. Embora os efeitos da movimentação não sejam incluídos nos cálculos de dose, o usuário pode optar por abrir lâminas adicionais além do alvo como uma expansão do feixe (também conhecida como “flash”) para melhorar a cobertura do alvo.

O Planejamento antecipado está disponível apenas nos planos do *TomoDirect*. O planejador seleciona os ângulos do feixe, define a extensão do campo e atribui a distribuição da dose, bem como os pesos do feixe. Essas informações são usadas para produzir um mapa de fluência, a partir do qual o plano de aplicação é calculado. Para obter mais informações, sobre o Planejamento antecipado, consulte “Algoritmo de planejamento antecipado para TomoDirect” (página 512).

Planos *Synchrony*

Synchrony Fiducial Tracking™, Synchrony Lung Tracking™ with Respiratory Tracking™ e Synchrony Fiducial Tracking™ with Respiratory Modeling™ são modalidades de tratamento de sincronização de movimento que ajustam o feixe de tratamento em tempo real para levar em conta o movimento do alvo.

Conceitos de sincronização de movimentos

Após o alinhamento inicial do paciente com base em uma imagem volumétrica pré-tratamento (também conhecida como imagem CTrue™), o alvo é rastreado analisando sua posição em uma série de imagens de radiografia 2D kV obtidas em ângulos selecionados do gantry enquanto o tratamento está em andamento e determinando o deslocamento em relação à posição planejada original. A sincronização do movimento é realizada atualizando continuamente as posições da garra e os padrões das lâminas do MLC para redirecionar o feixe de tratamento com base no deslocamento do alvo, garantindo que o feixe de tratamento siga o movimento do alvo.

O movimento do alvo pode seguir um padrão cíclico (por exemplo, devido à respiração) ou o movimento pode ser irregular (por exemplo, devido à digestão). O tempo entre as radiografias sequenciais pode variar de ~ 1 s a 55 s, dependendo do período do gantry e do número e posicionamento dos ângulos do gantry. O sistema de rastreamento de movimento estima a posição do alvo entre as radiografias:

- Para rastrear o movimento cíclico entre os tempos de obtenção da radiografia, os marcadores LED (diodos emissores de luz) são colocados na superfície do paciente e sua posição é monitorada por uma câmera ótica. O sistema cria um modelo para correlacionar as posições dos marcadores monitorados continuamente com a posição do alvo, obtida nas radiografias. Este método é chamado Synchrony® Respiratory Tracking™.
- Para os movimentos irregulares, supõe-se que o alvo mantenha a última posição medida até a próxima radiografia ser analisada.

Para o rastreamento não respiratório, as garras e as lâminas travam na posição do alvo, conforme determinado por um Modelo de Posição estatístico. O Modelo de posição prevê posições fiduciais tridimensionais (3D) a partir de radiografias sequenciais e bidimensionais (2D). Cada vez que uma radiografia é obtida, o sistema de colimação trava na posição atualizada do alvo.

Para o rastreamento respiratório, as garras e as lâminas travam na posição do alvo, conforme determinado por um Modelo de Correlação estatístico. O Modelo de correlação prevê o alvo 3D ou as posições fiduciais de radiografias sequenciais em 2D e das posições instantâneas de amplitude do marcador na forma de onda respiratória.

Os modelos são criados a partir do início, antes e durante cada fração de tratamento. O tempo de ativação do feixe no tratamento é o mesmo para a aplicação com e sem rastreamento de movimentos. É necessário um

tempo adicional para obter imagens kV a fim de criar o modelo antes dos tratamentos com rastreamento de movimentos, assim como para interromper a aplicação se forem necessários ajustes nos parâmetros de rastreamento do movimento.

Modos de rastreamento

Antes de usar os modos de rastreamento do *Synchrony*, as imagens diárias CTrue™ de pré-tratamento são utilizadas para localizar e registrar a posição do alvo em 3D. Durante os tratamentos do *Synchrony*, as radiografias 2D são obtidas e combinadas para calcular as alterações na posição alvo em 3D. Se o Respiratory Modeling™ for utilizado, os marcadores LED colocados no paciente também serão monitorados continuamente para medir a fase do ciclo respiratório. Um modelo de correlação é utilizado para inferir as posições instantâneas dos marcadores LED. A tabela a seguir indica os tipos de informações utilizadas por cada um dos modos de rastreamento do *Synchrony*.

Método *Synchrony*	Radiografias kV	Fiduciais implantados	Câmera e marcadores LED
Fiducial Tracking	X	X	
Fiducial Tracking with Respiratory Modeling	X	X	X
Lung Tracking	X		X

Tipos de planos suportados

As modalidades de tratamento do *Synchrony* estão disponíveis para os seguintes tipos de planos:

- Planos *TomoHelical* (sem planos *TomoDirect*).
- Planos *TomoEDGE*™ ou garras estáticas. Independentemente da escolha de garras estáticas ou dinâmicas, as garras se moverão durante o tratamento, conforme necessário, para realizar a sincronização dos movimentos.
- Seleção de largura de campo de 1 cm ou 2,5 cm. A sincronização de movimentos não está disponível para a largura de campo de 5 cm, porque as garras precisam de algum intervalo disponível para as correções IEC Y.

Sincronização de movimento e latência do sistema

A modelagem de previsão e sincronização de movimento avalia continuamente a localização atual e esperada do alvo com base nos dados disponíveis da radiografia ou da câmera. A análise e o processamento dos dados de modelagem são responsáveis pela latência do rastreamento, modelagem e o tempo necessário para ajustar a posição das garras e do colimador multilâminas. As garras se movem dentro de 20 ms e as lâminas

no colimador multilâminas se movem dentro de 70 ms. Como o sistema geral está integrado, ele não exige tempos de resposta separados para que sejam aplicadas as correções. Quando são necessários ajustes, o sistema automaticamente leva em conta essas pequenas latências utilizando uma previsão linear simples com base na velocidade do alvo. O tempo desde o início de uma obtenção de imagem kV até a imagem que está sendo produzida na parte giratória do gantry é inferior a 500 ms. O tempo para mover a imagem da parte giratória do gantry para o Console de aplicação de tratamento onde a análise da imagem está sendo realizada é inferior a 1,5 segundo.

As decisões clínicas afetam a latência da sincronização de movimento no planejamento e na aplicação. A frequência das radiografias é especificada no plano de tratamento por meio de uma combinação dos ângulos selecionados da radiografia e o período de rotação do gantry. Os ângulos da radiografia também podem ser modificados, adicionados ou removidos no momento da aplicação. Menos radiografias ou atrasos maiores entre as radiografias aumentam a latência da sincronização de movimento. A colocação dos marcadores respiratórios de rastreamento com LED antes de cada tratamento também afeta a precisão do padrão de respiração representado nos dados da câmera.

Durante o tratamento, os ajustes de sincronização de movimento são verificados em relação aos limites preestabelecidos. O sistema interromperá automaticamente o tratamento se a posição calculada do alvo for maior ou igual a 50 milímetros da posição planejada ou se o tempo entre os ajustes de posição for maior ou igual a 50 milissegundos em uma média móvel de 2,5 segundos.

Rastreamento fiducial (não respiratório)

O rastreamento fiducial não respiratório às vezes é chamado de “quase-estático”, porque não se espera que o alvo se mova continuamente. A frequência da captura de imagem é o principal contribuinte para a latência nesse método de sincronização de movimento, porque depende exclusivamente de radiografias para avaliar o movimento do alvo. Pode ser necessário mais radiografias por rotação para manter a fidelidade na aplicação, porque o sistema não possui outra fonte de informação sobre o movimento do alvo, como a matriz da câmera usada para o rastreamento respiratório. Após a obtenção da radiografia, o sistema ajusta as posições da garra e do colimador multilâminas para levar em conta o movimento do alvo em menos de 1,5 segundo.

Rastreamento respiratório

O rastreamento respiratório depende dos dados da radiografia e da câmera. A taxa de captura da matriz da câmera respiratória do Synchrony® é de aproximadamente uma imagem a cada 10 milissegundos. A frequência das radiografias não afeta muito a latência neste método de sincronização de movimento, porque mais dados de modelagem são provenientes da rápida taxa de captura da matriz da câmera. As radiografias são utilizadas para confirmar a posição do alvo e sincronizar a taxa de captura mais rápida dos dados da câmera com o movimento real

do alvo detectado nas radiografias. Essa abordagem exige a criação de um modelo de correlação entre os dados da radiografia e da câmera antes do início do tratamento.

Feixe de tratamento

O sistema possui apenas uma configuração de feixe de tratamento. O feixe de tratamento pulsa a 300 Hz e possui um espectro de energia de 6 MV. É mostrado um exemplo de espectro de energia (consulte os dados específicos da máquina na planilha de seu modelo de feixe [planilha TCOM]).

Exemplo de espectro de energia para feixe de tratamento

As informações sobre a taxa de dose são discutidas no capítulo Comissionamento. Para permitir que haja tempo para a taxa de dose se estabilizar antes do início do tratamento, o sistema de tratamento adiciona 10 segundos de aquecimento com lâminas fechadas ao início de cada procedimento *TomoHelical* ou ângulo do feixe *TomoDirect*.

O Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® designa um valor de **Planned Beam On Time** (Tempo planejado de feixe ativado) para um plano de tratamento. Como referência, o **Planned Beam On Time** (Tempo planejado de feixe ativado) está incluído no quadro comum do Console de aplicação de tratamento.

Translação da mesa

Durante todos os tratamentos do paciente (TomoHelical™ e TomoDirect™), a mesa se desloca a uma velocidade constante na direção +Y.
A velocidade da mesa varia de um plano para outro, mas o sistema de planejamento exige que a velocidade da mesa para planos de tratamento esteja na faixa de 0,0125 mm/s a 50 mm/s. Fora dos tratamentos, a mesa permite velocidades na faixa de 0,01 mm/s a 100 mm/s.

Antes de executar um procedimento, a posição da mesa pode ser ajustada em X, Y e Z para levar em conta quaisquer mudanças identificadas ao registrar a imagem *CTrue* diária no planejamento de imagens.

Para os tratamentos do *TomoDirect*, após a aplicação de cada ângulo do feixe, o feixe é desligado e a mesa sai do furo para a posição inicial apropriada para o próximo feixe.

Rotação do gantry

Para tratamentos *TomoHelical*, o gantry gira no sentido horário a uma velocidade constante que pode variar de 11,8 s/rotação a 60 s/rotação. O efeito combinado da translação da mesa e da rotação do gantry é um padrão de aplicação helicoidal no paciente. Apenas os sistemas de tratamento licenciados da Accuray para tratamentos *TomoHelical* podem otimizar, calcular e aplicar planos para pacientes do *TomoHelical*.

O recurso *TomoDirect* permite o planejamento e a aplicação de tratamentos para pacientes com ângulos de feixe estático e uma mesa móvel. Os planos *TomoDirect* podem variar de dois a quinze ângulos de feixe, dependendo da licença adquirida, com no mínimo dois ângulos de feixe para tratar cada alvo.

Para tratamentos *TomoDirect*, o gantry permanece estacionário nos ângulos do gantry selecionados pelo usuário, enquanto a mesa faz a translação na direção Y através do feixe para aplicação de cada ângulo do gantry. Apenas os sistemas de tratamento licenciados da Accuray para tratamentos *TomoDirect* podem otimizar, calcular e aplicar planos para pacientes do *TomoDirect*.

Os procedimentos de QA helicoidal e direto da máquina podem ser aplicados em qualquer sistema, independentemente da modalidade de tratamento licenciada.

OBSERVAÇÃO: Se a correção da rotação do paciente (rotação ao redor do eixo IEC Y) for aceita pelo usuário na guia **Register** (Registrar), o sistema implementa a correção automaticamente ajustando o ângulo inicial do gantry para uma aplicação *TomoHelical* ou ajustando o ângulo do gantry para cada feixe de uma aplicação *TomoDirect*.

Colimação Y (Garras)

O tamanho do campo na direção Y é determinado pelas garras. Os tamanhos de campos fixos comissionados para tratamento são nominalmente de 1,0 cm, 2,5 cm e 5,0 cm no isocentro. A largura do campo de 1,0 cm é um recurso licenciável e sua disponibilidade depende da configuração do sistema. Consulte as larguras de campo exatas nos dados específicos de feixes de seu local.

Os sistemas com o recurso de garras dinâmicas oferecem a capacidade de abertura gradual das garras nas larguras de campo de 2,5 cm e 5 cm conforme o alvo entra no feixe e as garras fecham gradualmente quando o alvo sai do feixe.

Garras dinâmicas *TomoEDGE*

As garras dinâmicas TomoEDGE™ abrem e fecham ao redor de cada alvo em um movimento de garra deslizante (também conhecido como início e parada da execução), para melhorar a penumbra de dose superior/inferior para aplicações *TomoHelical* e *TomoDirect* (tanto IMRT quanto 3DCRT).

A seleção de subfeixes é discutida em “Seleção do subfeixe in” (página 489). O otimizador abre os subfeixes (“beamlets”) superiores e inferiores ao alvo quando necessário para alcançar uma dose-alvo uniforme. Os primeiros subfeixes (“beamlets”) disponíveis para otimização ocorrem quando a extremidade superior do alvo cruza a borda inferior do feixe e os últimos subfeixes (“beamlets”) disponíveis para otimização ocorrem quando a borda inferior do alvo cruza a borda superior do feixe.

Para sistemas que não possuem o recurso de garras dinâmicas, frequentemente são selecionadas as larguras de campo menores para controlar a queda da dose acima e abaixo do alvo. Com garras dinâmicas, a distribuição da dose dentro do alvo é semelhante a um plano com a largura de campo fixa correspondente, mas a penumbra nas extremidades superior e inferior do alvo é semelhante a um plano com a largura do campo de 1,0 cm, independentemente da seleção de tamanho do campo.

O modo de garra dinâmica está disponível para os campos de tratamento de 2,5 cm e 5,0 cm. O diagrama a seguir ilustra o conceito de aplicação dinâmica para a largura do campo de 5,0 cm. O alvo (forma azul) se desloca na direção +IEC Y. A garra frontal está no lado -IEC Y do gantry e a garra posterior no lado +IEC Y do gantry. No estágio 1, conforme o alvo entra pela primeira vez no feixe, as garras estão fechadas assimetricamente em sua largura mínima. A largura mínima do campo é de J07 em números de garras. Uma abertura de garra J07 corresponde à largura de campo nominal de 1,0 cm quando as garras estão posicionadas simetricamente (consulte “Componentes móveis (garras)” (página 29)). Conforme o alvo continuar a se movimentar para dentro do feixe, a garra posterior se move adiante do alvo até que as garras estejam totalmente abertas. No estágio 2, a parte central do alvo está sendo tratada e as garras estão abertas em seu tamanho máximo de campo. Conforme o alvo sai do feixe, a garra frontal segue atrás do alvo até alcançar a largura mínima da garra. No estágio 3, o alvo se movimentou além do feixe e a aplicação do

tratamento está concluída. Os planos de garras dinâmicas também têm modulação de lâminas, mas isso não é retratado aqui. Para obter mais informações, consulte “Determinar o movimento das garras dinâmicas” (página 482).

Ilustração de garras dinâmicas

OBSERVAÇÃO: Para a mesma largura de campo, um plano com garras dinâmicas terá um tempo de aplicação semelhante ao de um plano com garras fixas.
A diminuição no tempo associada às garras dinâmicas se deve ao aumento do uso das larguras de campo maiores, pois a nitidez da queda de dose superior/inferior não é mais o fator limitador para a seleção de largura de campo.

DICA: Embora muitos planos de garras dinâmicas possam ser criados com a largura do campo de 5,0 cm, às vezes é necessário um tamanho de campo menor para uma estrutura crítica ideal dentro do alvo.

Colimação X (MLC)

O padrão de intensidade na direção transversal é determinado pelos tempos de abertura das lâminas do MLC. A largura máxima do feixe é de 40 cm no isocentro (todas as lâminas abertas).

Os tempos de abertura das lâminas do MLC podem ser determinados pela otimização sofisticada de IMRT que permite ao usuário especificar restrições, importâncias e penalidades para alvos e estruturas sensíveis. Para casos mais simples que não requerem otimização sofisticada de IMRT, 3DCRT o modo de planejamento (Radioterapia conformal 3D) pode ser usado. O recurso *TomoDirect* também possui uma opção Planejamento antecipado.

No planejamento do IMRT, o planejador identifica o alvo e os contornos da estrutura sensível. Nos planos *TomoDirect*, o planejador também define a expansão do feixe conforme descrito no parágrafo a seguir e seleciona os ângulos do feixe do *TomoDirect*. O planejador não define a forma do MLC, mas a modulação das lâminas é determinada pelo otimizador usando os contornos do alvo, a prescrição e as restrições de dose (se aplicável). O planejador também não define os pesos do ângulo do feixe, pois a modulação das lâminas é determinada com base em cada subfeixe (“beamlet”) pelo otimizador.

A movimentação do paciente durante o tratamento, especificamente a respiração, faz o alvo se mover em relação ao feixe de ângulo fixo. Embora os efeitos da movimentação não sejam incluídos nos cálculos de dose, o usuário pode optar por abrir lâminas adicionais além do alvo como uma **beam expansion** (expansão do feixe, também conhecida como “flash”) para melhorar a cobertura do alvo nos planos *TomoDirect*.

No planejamento do 3DCRT, o planejador identifica o alvo. Nos planos do *TomoDirect*, o planejador também seleciona os ângulos e a expansão do feixe. O planejador não define a forma do MLC, mas o padrão de aplicação do MLC é determinado pelo software usando os contornos e a prescrição do alvo. O planejador também não ajusta os pesos dos ângulos do feixe.

No **Forward Planning** (Planejamento antecipado) para os planos do *TomoDirect*, o planejador seleciona os ângulos do feixe, define a extensão do campo e atribui a distribuição da dose, bem como os pesos do feixe. Essas informações são usadas para produzir um mapa de fluência, a partir do qual o plano de aplicação é calculado.

Outros

O gantry do sistema é cercado pelas coberturas do gantry. Não é possível conectar um acessório ao acelerador linear. Não há campo de luz nem apontador dianteiro. Pacientes e objetos simuladores normalmente são posicionados perto do isocentro virtual fora do furo e, em seguida, a mesa avança para dentro do furo para o tratamento.

Introdução aos sistemas de geração de imagens

O sistema está equipado com um subsistema de geração de imagens MVCT usado para o registro diário de imagens CTrue™. O subsistema de geração de imagens kV é um recurso licenciável e sua disponibilidade depende da configuração do sistema. O subsistema de geração de imagens kV produz radiografias 2D usadas nas modalidades de tratamento de sincronização de movimento.

Os raios X utilizados para geração de imagens (em kV e MV) passam por duas partes do sistema de tratamento: o revestimento do furo do gantry e o tampo da mesa. A atenuação máxima para o revestimento do furo é de 1,1 mm Al e a atenuação máxima para a mesa é de 10,5 mm Al.

- Feixe de geração de imagens do MVCT 72
- Feixe de geração de imagens kV 74

OBSERVAÇÃO: Os sistemas de geração de imagens da Accuray estão em conformidade com a IEC 60601-1-3.

Feixe de geração de imagens do MVCT

O sistema de imagem *CTrue* consiste em um detector de CT de corte única montado no lado oposto ao LINAC. O detector lê a radiação de saída após o feixe passar pelo paciente e pela mesa. Esses dados são usados pelo sistema de tratamento para criar imagens MVCT 3D.

As imagens MVCT 3D são adquiridas com todas as lâminas abertas, normalmente logo antes de cada fração do tratamento. (O sistema não pode reconstruir imagens de CT durante a aplicação do tratamento devido à modulação de lâminas do MLC.)

Para obter informações sobre como testar a qualidade da imagem em relação à especificação, consulte “Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257). Para obter informações sobre a reconstrução da imagem, consulte “Sobre algoritmos de imagem” (página 521).

A aquisição de imagens *CTrue* utiliza a mesma fonte de radiação usada para tratamentos. Os parâmetros do LINAC são ajustados para que as imagens alcancem uma taxa mais baixa de energia e fluência do que a do feixe de tratamento. A figura abaixo ilustra um espectro de energia de amostra do plano de imagem, com pesos normalizados para o valor de pico. A taxa de pulso do LINAC para o feixe de imagem é de 134 Hz.

IMPORTANTE: A figura abaixo é apenas um exemplo. O espectro do feixe de imagem varia de máquina para máquina.

A dose de imagem do paciente para uma varredura FINE (FINA) é inferior a 3 cGy, quando medida com uma câmara de ionização perto do centro do objeto simulador de queijo em uma distância de varredura que abrange todo o volume de coleta da câmara. A dose de imagem não está incluída na dose calculada pelo Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision*. Para obter mais informações sobre a mensuração da dose de imagem, consulte “Dose de imagem CTrue” (página 264).

Para permitir que haja tempo para a taxa de dose se estabilizar antes do início da imagem, são adicionados seis segundos (com todas as lâminas fechadas) ao começo de cada procedimento de imagem.

Rotação do gantry

Os dados são adquiridos de forma helicoidal com um período de seis segundos do gantry, o que permite a coleta de dados para 804 pulsos LINAC por rotação do gantry.

Translação da mesa

A velocidade da mesa é determinada pela opção **Acquisition Pitch** (Rotação ao redor do eixo x para aquisição) selecionável pelo usuário. As velocidades da mesa são de 4 mm/rotação (**Fine** [Fina]), 8 mm/rotação (**Normal** [Normal]) e 12 mm/rotação (**Coarse** [Grosseira]).

OBSERVAÇÃO: Para uma determinada distância de varredura, uma varredura **Coarse** (Grosseira) requer cerca de um terço do tempo e aplica cerca de um terço da dose de imagem do paciente em comparação com uma varredura **Fine** (Fina).

Colimação

A largura da garra para geração de imagens é fixada em J1, o que corresponde a uma largura de campo de aproximadamente 4 mm projetada no isocentro.

Feixe de geração de imagens kV

O subsistema de geração de imagens kV está alinhado com o mesmo plano de coordenadas que o subsistema de geração de imagens do MVCT, exceto o deslocamento da fonte do feixe do MVCT pelo deslocamento positivo de 90° (rotação axial). Dependendo do objeto ou da anatomia, você pode selecionar entre uma variedade de configurações predefinidas de energia para produzir radiografias. Para obter detalhes da configuração de energia e informações sobre o teste de qualidade das imagens, consulte “Qualidade e dose da imagem da radiografia” (página 332).

Antes do tratamento, você pode determinar o tempo entre as radiografias, considerando o período do gantry e a separação entre os ângulos. Após o tratamento, você também pode visualizar os registros de data e hora da radiografia listados na subguia **Image History** (Histórico de imagens) da guia **Treat** (Tratar). Essas informações também estão disponíveis nos registros do paciente e nos relatórios de tratamento armazenados no Sistema de gerenciamento de dados *iDMS*.

Ambiente de rede do *Accuray*

- iLink 75
- Os firewalls 77
- Aplicação de dados ao Accuray usando o espaço de transferência do cliente 78

iLink

Os serviços remotos iLink[SM] fornecem uma conexão segura entre seu *Sistema de Gerenciamento de Dados integrado* Accuray (iDMS™) e o Atendimento ao cliente da Accuray para uma resolução de problemas eficiente e uma melhor disponibilidade do sistema. A instalação do *iLink* é opcional e requer cooperação com o departamento de TI de sua clínica. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray ou com o seu distribuidor para determinar se o seu local se qualifica para o *iLink*.

Capacidades do iLink

iLink permite à Accuray Incorporated:

- Exibir remotamente arquivos de log. Esses dados incluem mensagens de erro e registros de uso da máquina, como um carimbo de data/hora e informações básicas de aplicação para cada procedimento que foi executado na máquina.

- Fazer login na *TQA* e analisar os relatórios dos módulos. Os relatórios da *TQA* podem ajudar o representante de serviços a resolver problemas de forma proativa, caso o desempenho do sistema migre para os limites de especificação.
- E, com sua permissão, visualizar a Estação de trabalho do TDC (Console de aplicação de tratamento) ou a tela Planning System (Sistema de planejamento) do *Accuray Precision* em tempo real. Apenas Pessoal de serviço verificado da Accuray pode assumir o controle do mouse.

Outras ações podem ser realizadas por meio do *iLink* que não estão listadas aqui. Apenas o Pessoal de serviço verificado da Accuray pode controlar remotamente os servidores do *iDMS* e do Gateway.

DICA: Para fornecer as melhores informações ao seu representante de serviços para a manutenção do sistema, execute o módulo de *TQA* **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica) ou **Daily QA** (QA diária) pelo menos uma vez por semana.

Proteção de dados

O *iLink* é seguro, protegido e baseado na criptografia Secure Socket Layer (SSL). O *iLink* emprega uma estratégia de segurança de ponta a ponta que abrange todas as camadas, incluindo segurança de redes, aplicativos, usuários e dados. O *iLink* usa tecnologia que satisfaz as normas de certificação ISO 27001:2013, sendo amplamente aceito e usado em configurações hospitalares em todo o mundo.

Os logs da máquina e o *TQA* não contêm nenhuma informação de identificação de pacientes e podem ser visualizados livremente pela Accuray se o *iLink* estiver instalado. Se desejar compartilhar sua tela, você precisa aceitar ou rejeitar a conexão em cada vez.

Aceitar a solicitação de acesso remoto

O Atendimento ao cliente da Accuray pode solicitar acesso remoto ao seu Console de aplicação de tratamento ou Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® ao trabalhar com você para resolver um problema. Quando o representante remoto da Accuray inicia uma conexão, é exibida uma caixa de diálogo no monitor solicitando que você escolha **Accept** (Aceitar) ou **Reject** (Rejeitar) a conexão remota.

Clique no botão **Accept** (Aceitar) para permitir o acesso remoto à sua estação de trabalho. Se receber uma solicitação e não deseja permitir o acesso remoto à estação de trabalho no momento, clique no botão **Reject** (Rejeitar). Se nenhum botão for clicado em até 60 segundos, o software rejeita automaticamente a solicitação de conexão remota.

Caixa de diálogo de permissão remota

O sombreamento do ícone localizado na bandeja do sistema do *Windows* (clique na seta dupla para mostrar ícones ocultos) se altera quando uma conexão remota está ativa no momento.

Sombreamento de ícones

Esquerdo: Um ícone com um “V” branco e fundo escuro indica uma conexão remota ativa. **Direito:** Um ícone com um “V” escuro e fundo branco indica que a conexão remota não está ativa.

Os firewalls

O sistema *iLink* emprega um único Dispositivo de segurança como seu principal ponto de conexão à rede do hospital e Dispositivos de segurança adicionais por conexão a cada sistema ou cofre. Todos os Dispositivos de segurança vêm como padrão, como parte de seu Sistema Accuray, e são necessários para a funcionalidade completa do *iLink*.

Cada um dos Dispositivos de Segurança tem sua configuração ajustada às necessidades exatas de cada local de implantação e seus usuários. Essas configurações incluem o fornecimento de regras de controle de acesso específicas do local e do produto e a conversão do endereço da rede de cada dispositivo protegido pelos Dispositivos de segurança. As regras de controle de acesso e as conversões dos endereços da rede restringem o tráfego de entrada e saída de alguns aplicativos e programas selecionados, aprovados pela Accuray Incorporated.

Aplicação de dados ao Accuray usando o espaço de transferência do cliente

O espaço de transferência do cliente é um site seguro para trocar dados com a Accuray Incorporated. É possível que você seja solicitado a fornecer dados à Accuray Incorporated como uma etapa no processo de resolução de problemas. Para trocar arquivos de dados grandes ou confidenciais com Accuray, conclua os seguintes passos.

1. Clique com o botão direito do mouse na pasta que deseja enviar à Accuray Incorporated e escolha **Send To > Compressed (zipped) folder** (Enviar para > Pasta compactada (zipada)). Aguarde a conclusão do processo de compactação para prosseguir.
   a) Copie os dados para um PC que tenha acesso à Internet.
   b) Abra o navegador da Web em seu PC e navegue até **http://go.accuray.com**.
   c) Insira seu nome de usuário e senha para acessar o espaço de transferência do cliente. Se não tiver um nome de usuário e senha, solicite assistência ao Atendimento ao Cliente da Accuray.
   d) No campo **Realm** (Território), escolha “Customer” (Cliente).
   e) Clique em **Transfer Space** (Espaço de transferência).
   f) Clique na pasta do número de série da máquina e do nome do local.
   g) Clique em **Upload Files** (Carregar arquivos).
   h) Clique em **Browse** (Procurar) e, em seguida, selecione seu arquivo.
   i) Clique em **Open** (Abrir).
   j) Digite o nome do arquivo no campo “Save as” (Salvar como).
   k) Clique em **Upload** (Carregar) para carregar o arquivo.
2. Informe o Atendimento ao cliente da Accuray quando o upload for concluído. O Atendimento ao cliente da Accuray não receberá uma notificação automática de dados recém-carregados, portanto, você precisa informar à Accuray Incorporated após o upload dos dados.

OBSERVAÇÃO: Sua conta do espaço de transferência do cliente pode expirar após um ano de inatividade. Se a conta expirar, solicite a reativação ao Atendimento ao cliente da Accuray.

Procedimentos básicos

Inicialização do sistema 80
Varredura, posição e tratamento 81
Gerenciar interrupções do tratamento 84
Gerenciar procedimento de QA da máquina 90
Posicionar o eletrômetro Tomo 95
Considerar a inclinação da mesa. 97

Inicialização do sistema

Antes de realizar quaisquer testes com feixe ativo, faça o seguinte para ajudar a alcançar uma saída de feixe estável e uma reconstrução de imagem ideal:

- Ligue o sistema.
- Aguarde até que a temperatura da água da máquina esteja acima de 39°C.
- Realize um procedimento de aquecimento.
- Realize uma varredura airscan.

Consulte “Common Tasks and Information” (Tarefas e informações básicas) no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento).

IMPORTANTE: Se o sistema for reiniciado imediatamente após uma interrupção irrecuperável, serão necessários alguns minutos para que o sistema prepare os componentes internos.

Verificações de segurança padrão

Os intertravamentos e os botões de parada do sistema são apresentados em “Uso de mecanismos de segurança” no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento). As instruções para as verificações de segurança padrão também estão disponíveis em:

- “Segurança do sistema de aplicação”
- “Mecanismos de segurança instalados pela instalação”
- “Controles do sistema”
- “Procedimentos de segurança”

Varredura, posição e tratamento

Consulte no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para obter mais informações sobre como gerar uma imagem CTrue™, registrar a imagem *CTrue* na imagem de planejamento e tratar um paciente.

A dose aplicada é sensível à posição diária de configuração da mesa para feixes que passam através da mesa, especialmente para planos *TomoDirect* com poucos ângulos diretos de feixe.

Um ajuste na rotação do gantry ao redor do eixo y, ou uma alteração na posição diária da mesa, pode alterar a interseção do feixe com a mesa, o que afeta a distribuição da dose no paciente. Indexar os pacientes para simulação e tratamento pode ajudar a reduzir a necessidade de ajustes na mesa e correções na rotação do gantry ao redor do eixo y, as quais podem alterar a interseção dos feixes com a mesa. Consulte “Preparação do paciente e da mesa” (página 531) para informações e recomendações adicionais para garantir uma dosimetria precisa.

Configurações padrão de varredura

Configurações padrão de varredura do MVCT

Você pode definir ou modificar as configurações padrão de varredura para todos os planos de tratamento. No Console de aplicação de tratamento navegue até **Tools > Edit Scan Default Settings** (Ferramentas > Editar configurações padrão de varredura). Defina os seguintes campos para os padrões desejados:

- **Scan Viewer Plane** (Plano do visualizador de varredura)
- **Pitch** (Rotação ao redor do eixo x)
- **Reconstruction Interval** (Intervalo de reconstrução)
- **Window Level Center Point** (Ponto central do nível da janela)
- **Window Level Width** (Largura do nível da janela)

Durante o fluxo de trabalho de tratamento normal, um usuário pode substituir as configurações padrão de varredura do local, alterando qualquer um desses campos. Se um usuário alterar as configurações de varredura na guia **Scan** (Varredura), esse plano manterá a configuração atualizada para sessões futuras.

DICA: Use a exibição dos ângulos do feixe na guia **Register** (Registrar) do Console de aplicação de tratamento para verificar a meta diária de cobertura para os tratamentos *TomoDirect*. Coloque o controle deslizante de equilíbrio **Balance** (Equilíbrio) em **Plan** (Planejar) para ver a cobertura planejada ou em **Scan** (Escanear) para ver a cobertura diária esperada.

Correções de rotação do gantry ao redor do eixo y

Se a correção da rotação do paciente (rotação ao redor do eixo IEC Y) for aceita pelo usuário na guia **Register** (Registrar), o sistema implementa a correção automaticamente ajustando o ângulo inicial do gantry para uma aplicação *TomoHelical* ou ajustando o ângulo do gantry para cada feixe de uma aplicação *TomoDirect*.

Conforme discutido no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento), **Roll Correction** (Correção de rotação ao redor do eixo y) e **Gantry Correction** (Correção do gantry) possuem sinais opostos; uma correção no sentido horário do gantry é equivalente a uma correção no sentido anti-horário no paciente.

IMPORTANTE: O Console de aplicação de tratamento permite que grandes ajustes de rotação ao redor do eixo y sejam aplicados ao gantry. No entanto, os ajustes de rotação ao redor do eixo y podem alterar a interseção do feixe com a mesa e, portanto, a dosimetria. Se o registro da imagem indicar que é necessária uma grande correção de rotação ao redor do eixo y, recomenda-se reposicionar manualmente o paciente e obter outra imagem de verificação de configuração.

ATENÇÃO: Se você aceitar um ajuste de rotação ao redor do eixo y na guia **Register** (Registrar), o ângulo do gantry será ajustado automaticamente. Não ajuste fisicamente o paciente ou os ângulos do feixe ficarão inconsistentes em relação ao plano, o que pode causar lesões corporais no paciente.

Aplicação *TomoDirect*

Após girar a chave para **Treat** (Tratar) e pressionar **Start** (Iniciar), cada um dos ângulos do feixe do TomoDirect™ é aplicado em sequência automática, sem mais nenhuma interação do operador. O feixe é desligado para o posicionamento do gantry e da mesa entre os ângulos e, em seguida, é acionado automaticamente quando o sistema estiver pronto. Cada aplicação de feixe inclui um aquecimento de aproximadamente 10 s.

A ordem de aplicação dos ângulos do feixe do *TomoDirect* é determinada para se obter uma eficiência ideal: o sistema prossegue no sentido horário, começando no ângulo do gantry após o maior espaçamento entre os ângulos do gantry. O gantry só pode girar no sentido horário. É raro que o gantry perca uma posição e precise fazer uma segunda passagem ao redor do círculo.

IMPORTANTE: Entrar na sala ou girar a chave do console de status para **Program** (Programa) antes de todos os ângulos do feixe do *TomoDirect* serem aplicados interrompe o procedimento.

O tempo de procedimento estimado restante na guia **Treat** (Tratar) do Console de aplicação de tratamento para *TomoDirect* inclui o tempo para reposicionar a mesa e o gantry entre os feixes, bem como o tempo para aplicar os feixes restantes. O tempo estimado *T* [segundos] para o posicionamento do gantry para o próximo feixe se baseia na distância *A* [graus] até o próximo feixe:

- *Se* $A \leq 5$, $T = 2 + (A * 0{,}4)$
- *Se* $5 < A \leq 90$, $T = 4 + (A * 0{,}125)$
- *Se* $A > 90$, $T = 15{,}25 + ((A - 90) * 0{,}0462)$

Essa é apenas uma estimativa, pois o tempo necessário para reposicionar a mesa e o gantry entre os ângulos do feixe pode variar.

Gerenciar interrupções do tratamento

O tratamento do paciente pode ser interrompido por várias ações iniciadas pelo usuário e pelo sistema. As etapas para concluir um tratamento interrompido dependem do tipo de interrupção do tratamento. A primeira etapa para resolver a situação é identificar o tipo de interrupção do tratamento.

- Interrupções, recuperação de sessão e procedimentos complementares 84
- Pausar e retomar iniciados pelo usuário 86
- Pausa iniciada pelo sistema 86
- Interrupções recuperáveis do sistema 87
- Resolver interrupções irrecuperáveis do sistema 88

ATENÇÃO: O paciente poderá sofrer lesões graves se não permanecer na posição de configuração correta. Certifique-se de que o paciente não se mova durante a varredura e o registro de imagem CTrue™ ou durante o procedimento de tratamento. Use o sistema audiovisual para monitorar o paciente no Console de aplicação de tratamento.

ATENÇÃO: Sempre é responsabilidade do operador garantir que o paciente esteja alinhado, registrado e que não saia da posição. Se você tiver alguma dúvida sobre a posição do paciente, realize uma varredura *CTrue* e um registro de imagem.

Interrupções, recuperação de sessão e procedimentos complementares

O *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) inclui instruções para resolver interrupções do sistema, aplicar procedimentos complementares e verificar a duração do procedimento restante.
Em muitos casos, no entanto, o sistema pode recuperar a sessão do tratamento e permitir que você continue o tratamento sem criar uma fração complementar. As informações a seguir são aplicadas a situações em que não houve restauração da sessão do tratamento e foi criada uma fração complementar. Também são aplicadas a interrupções recuperáveis que não puderam ser reiniciadas com os botões **Resume** (Retomar) ou **Continue** (Continuar) e também a interrupções irrecuperáveis.

Se o botão **Stop** (Parar) for pressionado ou ocorrer uma interrupção da máquina durante um tratamento, apenas a parte superior do(s) alvo(s) foi tratada com o procedimento atual (Aplicação de tratamento TomoHelical™) ou o ângulo do feixe atual (Aplicação de tratamento TomoDirect™).
O sistema monitora onde e quando a interrupção ocorreu. Se a máquina perder a alimentação, uma Fonte de alimentação ininterrupta (UPS) a

manterá para o computador do Sistema de controle estacionário (SCS) para garantir que os dados na memória volátil que especificam onde o procedimento foi interrompido sejam armazenados de forma segura.

Antes de se pressionar **Ready** (Pronto) para um tratamento reiniciado (após uma interrupção) ou procedimento complementar, o paciente deve estar na posição de configuração registrada fora do furo. A distância de configuração até pronto geralmente excederá a do procedimento original, portanto, após um aquecimento de 10 segundos, a mesa estará na posição IEC Y desejada para tratar a parte restante (inferior) do(s) alvo(s).

IMPORTANTE: Verifique cuidadosamente a posição da mesa (Configuração registrada) antes de realizar um procedimento complementar ou reiniciar o tratamento após uma interrupção.

- Após pressionar **Ready** (Pronto) para um procedimento complementar, observe na sala se a anatomia correta está na região do feixe.
- Registre a posição IEC Y da mesa onde ocorreu a interrupção. Após pressionar **Ready** (Pronto), verifique se a posição Y da mesa está próxima da posição de interrupção (a mesa acelerará para a velocidade de tratamento durante os dois últimos segundos do aquecimento de 10 segundos e deve alcançar a posição de interrupção no final do aquecimento de 10 segundos). Observe que essa orientação é aplicável apenas se o paciente não foi removido da mesa do tampo da mesa, não se moveu, foi escaneado e registrado novamente.
- Se o paciente se movimentou ou se houver alguma dúvida sobre a posição correta da mesa, verifique a posição do paciente com uma imagem CTrue™ antes de executar o procedimento complementar.

Recomenda-se verificar o tempo do procedimento complementar antes de aplicar um procedimento complementar. A seção a seguir explica a teoria dos cálculos de tempo do procedimento complementar.

Equação do tempo de procedimento complementar

O tempo do procedimento deve corresponder ao tempo restante de quando ocorreu a interrupção dentro de ± 0,2 segundos (tempo restante = tempo planejado – tempo decorrido). Consulte o *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para obter mais informações.

OBSERVAÇÃO: O tempo decorrido e o tempo restante da área de progresso do Console de aplicação de tratamento podem diferir um pouco do tempo exibido nos relatórios de aplicação e na lista de frações. O tempo exibido nos relatórios de aplicação e na lista de frações vem da máquina e é exato.

Os procedimentos interrompidos e complementares começam com exatamente 10 segundos de aquecimento e, em seguida, continuam o procedimento interrompido no ponto exato em que foram interrompidos, mesmo que o ponto de interrupção tenha sido parte da projeção.

Se o procedimento foi interrompido na projeção final, de modo que nenhuma lâmina tenha tempo restante de abertura nessa projeção, o procedimento interrompido (*TomoHelical*) ou o feixe (*TomoDirect*) serão marcados como **Complete** (Concluídos) e não haverá oportunidade (ou necessidade) para criar um procedimento complementar.

OBSERVAÇÃO: Os procedimentos complementares para tratamentos multialvo são processados da mesma forma que procedimentos complementares para tratamentos de alvo único. Se ocorrer uma interrupção em um espaçamento de lâmina fechada entre alvos, o procedimento complementar começará no ponto onde a interrupção ocorreu, independentemente de essa projeção ter subfeixes ("beamlets") abertos ou não.

Pausar e retomar iniciados pelo usuário

Se o seu sistema inclui uma licença para o recurso **Pause** (Pausar) e **Resume** (Retomar), você pode **Pause** (Pausar) e **Resume** (Retomar) qualquer tratamento. Isso é discutido em detalhes no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento). Diferentemente das interrupções recuperáveis e irrecuperáveis do sistema, você não precisa sair do fluxo de trabalho do tratamento para reiniciar o tratamento e não precisa sair do Console de aplicação de tratamento ou girar a chave no **Status Console** (Console de status). Você pode continuar o tratamento de um estado pausado clicando no botão **Resume** (Retomar). O sistema garante automaticamente que a posição correta da mesa seja mantida entre os estados de pausar e retomar.

Após pressionar o botão **Resume** (Retomar), o sistema exige algum tempo para preparar os componentes de aplicação. O gantry estaciona a uma curta distância do ângulo inicial para acelerar a velocidade de tratamento apropriada (período de rotação do gantry). O aquecimento de 10 segundos é repetido. A Mesa se move ligeiramente para fora do gantry para permitir a aceleração da velocidade do tratamento durante os últimos 2 segundos do aquecimento antes da retomada do tratamento. Em seguida, o restante do tratamento é aplicado.

Pausa iniciada pelo sistema

Se o seu sistema incluir licenças para as modalidades de tratamento do Synchrony®, ele também terá uma licença para o recurso **Pause** (Pausar) e **Resume** (Retomar). Durante os tratamentos do *Synchrony*, o sistema poderá interromper o tratamento se os parâmetros do modelo de sincronização de movimento ultrapassarem os valores limite. Isso é discutido em detalhes no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento). Diferentemente das interrupções recuperáveis e irrecuperáveis do sistema, você pode continuar o tratamento a partir de um estado pausado clicando no botão **Resume** (Retomar) (conforme descrito

acima) depois que os problemas de modelagem forem resolvidos. O sistema garante automaticamente que a posição correta da mesa seja mantida entre os estados de pausar e retomar.

Interrupções recuperáveis do sistema

Uma interrupção recuperável é etiquetada como **Recoverable** (Recuperável) na caixa de diálogo de interrupção do sistema. As interrupções recuperáveis permitem retomar um tratamento sem reiniciar o sistema (os tratamentos do *Synchrony* exigem etapas adicionais de modelagem, conforme descrito no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento)).

Em todos os casos recuperáveis, o sistema lembra automaticamente a posição apropriada da mesa para reiniciar o procedimento a partir do ponto em que foi interrompido. Após limpar a caixa de diálogo de interrupção do sistema no Console de aplicação de tratamento e resolver a origem da interrupção, consulte a caixa de ajuda **What's Next?** (Etapa seguinte) na parte superior da tela.

- Se o texto de ajuda indicar que você deve clicar no botão **Resume** (Retomar) ou **Continue** (Continuar), você pode reiniciar imediatamente o tratamento (como no recurso **Pause** [Pausar] e **Resume** [Retomar]).
- Se o texto de ajuda indicar que você deve girar a chave do **Status Console** (Console de status) em **Program** (Programa), repita o fluxo de trabalho da guia **Treat** (Tratar) para **Prepare** (Preparar) o tratamento, reposicione a mesa com os botões **Setup** (Configuração) e **Ready** (Pronto) e inicie o tratamento novamente com o **Status Console** (Console de status).

No segundo tipo de interrupção, o botão **Setup** (Configuração) retorna a mesa à posição Configuração registrada fora do gantry, ou à posição em que o botão **Ready** (Pronto) havia sido pressionado anteriormente se nenhum registro de imagem foi realizado. Se você registrou essa posição de coordenada para o tratamento anterior, você pode confirmar se as coordenadas estão corretas antes de pressionar o botão **Ready** (Pronto). No entanto, se um ajuste do *Synchrony* **Move Couch in Y** (Mover a mesa em Y) for aplicado, a coordenada registrada será ajustada nessa quantidade, de modo que uma coordenada registrada não corresponderá mais na direção IEC Y. Se uma imagem *CTrue* for obtida para confirmar a posição do paciente, essa nova coordenada de registro será usada. Ao se recuperar de uma interrupção, o botão **Ready** (Pronto) move a mesa para a posição em que ocorreu a interrupção, levando em conta os deslocamentos de registro se uma imagem *CTrue* foi aplicada após a interrupção e reservando uma curta distância para a aceleração da mesa durante os dois últimos segundos do aquecimento.

As interrupções recuperáveis são inicializadas pelo software do sistema, intertravamentos físicos ou se o botão **Stop** (Parar) for pressionado por um usuário. As interrupções recuperáveis podem vir de uma variedade de fontes, por exemplo:

- Pressionar o botão amarelo **Stop** (Parar)
- Girar a chave do **Status Console** (Console de status) para **Program** (Programa) antes que o tratamento seja concluído
- Abrir o intertravamento da sala (porta) de tratamento antes que o tratamento seja concluído
- For aberto um intertravamento do sistema que não exige reinicialização da máquina

Resolver interrupções irrecuperáveis do sistema

As interrupções irrecuperáveis são etiquetadas como **Unrecoverable** (Irrecuperáveis) na caixa de diálogo de interrupção do sistema. As interrupções irrecuperáveis são iniciadas pressionando o botão vermelho de **Emergency Stop** (Parada de emergência) ou quando é aberto um intertravamento do sistema que deve ser resolvido reiniciando o sistema.

Após sair da caixa de diálogo de interrupção do sistema e girar a chave **Status Console** (Console de status) para **Program** (Programa), a guia **Treat** (Tratar) permanece aberta até você sair do software. Isso dá a oportunidade de registrar ou fazer uma captura de tela dos detalhes do tratamento (posições da mesa, MU aplicada etc.). Para algumas interrupções, os valores na tela podem não corresponder aos valores finais coletados durante o processo de recuperação após a reinicialização do sistema.

Redefina os botões de **Emergency Stop** (Parada de emergência) que foram pressionados. Coloque o sistema no modo de espera e, em seguida, reinicie-o com a energia em espera, conforme descrito no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento). Não é necessário desligar completamente e reiniciar o sistema.

Depois de fazer login no Console de aplicação de tratamento, o sistema solicita que você abra o tratamento interrompido do paciente e retorne diretamente à guia **Treat** (Tratar). Se você ignorar essa caixa de diálogo e não retornar imediatamente à guia **Treat** (Tratar), uma fração complementar será criada e você poderá concluir o tratamento em outro momento. Se você aceitar a caixa de diálogo para retornar imediatamente à guia **Treat** (Tratar) para concluir o tratamento, considere o seguinte:

- Se tiver certeza de que o paciente permaneceu na posição correta durante o atraso, você poderá reiniciar o tratamento sem realizar o registro da imagem. A Accuray Incorporated recomenda que você confirme a posição do paciente antes de reiniciar o tratamento.

- Se o paciente se moveu, ou se você não tiver certeza de que o paciente permaneceu na posição de configuração correta, realize o registro da imagem para confirmar a posição do paciente.

Em qualquer um dos casos, você deve repetir o fluxo de trabalho da guia **Treat** (Tratar) para **Prepare** (Preparar) o tratamento, reposicionar a mesa com os botões **Setup** (Configuração) e **Ready** (Pronto) e iniciar o tratamento novamente com o **Status Console** (Console de status).

Gerenciar procedimento de QA da máquina

- Introdução aos procedimentos de QA da máquina 90
- Criar um procedimento de QA da máquina 90
- Editar um procedimento de QA da máquina 92
- Acessar os valores de sinogramas de um plano de paciente 93

Introdução aos procedimentos de QA da máquina

Um procedimento é uma única fração das instruções da máquina a serem aplicadas no sistema de tratamento. Os procedimentos de QA da máquina podem ser salvos em mídias externas ou carregados no servidor de dados como arquivos **.mqa** (QA da máquina) que listam parâmetros e suas definições (por exemplo, **nominalGantryPeriod:** 20 s). Além disso, arquivos **.mqa** fazem referência a outros arquivos (por exemplo, para especificar a imagem de planejamento e as instruções de aplicação do MLC).

OBSERVAÇÃO: O sistema de tratamento aceita arquivos **.xml** legados (extensible markup language) e os converte para o formato .mqa.

ATENÇÃO: Tratar um paciente com um procedimento de QA pode causar lesões graves ao paciente. Os tratamentos de pacientes incluem: cálculo da dose no paciente, controle sobre o número de frações disponíveis, registro das frações aplicadas, capacidade de criar um procedimento de conclusão se houver uma interrupção, salvaguardas para evitar modificações no procedimento, verificações e mensagens de atenção de segurança da máquina e posições de laser específicas do paciente. Cada tipo de procedimento de QA (QA da máquina, QA do paciente, plano de objeto simulador) não possui vários desses importantes recursos de segurança.

Criar um procedimento de QA da máquina

Usando a tarefa **Create Machine QA** (Criar QA por máquina) no TDC (Console de aplicação de tratamento), é possível criar seus próprios procedimentos de QA da máquina e especificar o movimento do gantry, mesa, lâminas, garras etc. Consulte “Criar QA por máquina” (página 581) para obter mais informações.

Para a sua comodidade, os arquivos de modelo previamente preparados de QA da máquina (**.mqa** ou **.xml**) são disponibilizados pela Accuray Incorporated para as tarefas mais comuns:

- Os arquivos de modelo de procedimento *TQA* podem ser baixados do aplicativo *TQA*. Consulte o *Manual* do *TQA* para obter mais informações.

- Arquivos de modelo adicionais são disponibilizados pelo Atendimento ao cliente da Accuray.

Para carregar arquivos **.xml** no TDC:

1. Descompacte os arquivos de procedimento, se necessário.
2. Coloque os arquivos nos diretórios apropriados do Console de aplicação de tratamento:
   - Coloque o arquivo de modelo em: **C:\accuray\tdc\calibrationData\Treatment Procedures\TreatmentProcedure Templates**
   - Coloque quaisquer sinogramas fornecidos (arquivos **.bin**) em: **C:\accuray\tdc\calibrationData\sinograms**
   - Coloque todos os perfis de garra dinâmica fornecidos (arquivos **.txt**) em: **C:\accuray\tdc\calibrationData\JawProfiles**
   - Coloque todas as imagens fornecidas em: **C:\accuray\tdc\calibrationData\CTs**
3. Na tela inicial, clique na tarefa **Create Machine QA** (Criar QA da máquina).
4. Clique em **Load from File** (Carregar do arquivo).
5. Revise os parâmetros da máquina na tela.
6. Se desejar que a posição padrão da mesa seja fora do furo (para que o botão **Setup** [Configuração] possa ser usado para remover a mesa do furo), verifique se o parâmetro **Setup Type** (Tipo de configuração) na seção **Couch Setup** (Configuração da mesa) está definido como **Default** (Padrão).

DICA: Após digitar novos valores para qualquer parâmetro, pressione a tecla **Enter**.

OBSERVAÇÃO: Quando o parâmetro **Setup Type** (Tipo de configuração) estiver definido como **Default** (Padrão), o sistema usará as posições padrão da mesa especificadas na área **Edit Machine** (Editar máquina).

7. Recomenda-se que verifique novamente se todos os caminhos do **File Name** (Nome do arquivo) são válidos. Se eles forem inválidos, você receberá erros.
8. Clique em **Save to Data Server** (Salvar no servidor de dados) para carregar o procedimento no servidor de dados. (O botão **Save to File** [Salvar em arquivo] apenas salva o procedimento em seu disco rígido ou em mídia externa.)

OBSERVAÇÃO: Se desejar salvar em um arquivo **.mqa** para seus registros, não se esqueça de marcar **Save Binaries** (Salvar binários). Binários inclui os arquivos de posicionamento de sinogramas e garras. As instruções da máquina não estão completas sem os binários.

9. Analise as mensagens na tela e clique em **Close** (Fechar).

DICA: Se um arquivo de procedimento com o mesmo parâmetro **Machine QA Name** (Nome de QA por máquina) já existir no servidor de dados, você receberá uma mensagem de erro. Altere o parâmetro **Machine QA Name** (Nome de QA por máquina) e tente novamente.

DICA: Se o sistema não encontrar nenhum dos arquivos em seus caminhos corretos, você receberá mensagens de erro quando tentar salvar o procedimento **.mqa** no servidor de dados. Verifique se todos os caminhos apontam para os arquivos existentes e tente novamente.

DICA: Se a mensagem “Unable to find matching jaw spec” (Não é possível encontrar especificação de garras correspondente) for exibida, suas configurações de garras não correspondem a uma das larguras do campo do tratamento comissionado. Isso está OK desde que você não pretendesse usar uma das larguras de campo do tratamento comissionado.

10. Após a criação bem-sucedida do procedimento, ele pode ser aberto na tarefa **QA** (QA da máquina) na tela inicial do TDC.
11. Se desejar excluir o procedimento mais antigo, faça isso clicando em **Create Machine QA** (Criar QA da máquina) na tela inicial e, em seguida, clique em **Delete from the Data Server** (Excluir do servidor de dados) para selecionar o procedimento que deseja excluir.

Editar um procedimento de QA da máquina

Não é possível editar um procedimento de **Machine QA** (QA da máquina) que esteja atualmente no servidor de dados. No entanto, você pode editar uma cópia do procedimento e reenviá-la ao servidor de dados.

1. Na tela inicial do TDC, clique em **Create Machine QA** (Criar QA da máquina).
2. Clique em **Load from Data Server** (Carregar do servidor de dados).
3. Edite conforme desejado (você deve atribuir um novo **Machine QA Name** [Nome de QA por máquina]).
4. Clique em **Save to Data Server** (Salvar no servidor de dados).

5. Após confirmar que as etapas acima foram concluídas com êxito, você pode excluir o procedimento de QA mais antigo por máquina. No painel do TDC, clique em **Create Machine QA** (Criar QA da máquina) e, em seguida, em **Delete** (Excluir) para selecionar o procedimento que deseja excluir.

Acessar os valores de sinogramas de um plano de paciente

OBSERVAÇÃO: O fluxo de trabalho descrito nesta seção não faz parte das tarefas de QA recomendadas, mas pode ser usado para fins de pesquisa ou solução de problemas.

O fluxo de trabalho a seguir pode ser usado para visualizar os tempos de abertura de lâminas no sinograma de um plano de paciente autorizado:

1. Na tela inicial do TDC, clique em **Create Machine QA** (Criar QA da máquina).
2. Clique em **Load From Patient Plan** (Carregar do plano do paciente).
3. Selecione o plano que deseja abrir no banco de dados de pacientes.
4. Clique em **Save File** (Salvar arquivo). Salve o procedimento na unidade local da estação de trabalho, sem deixar de marcar a caixa de seleção para salvar binários (o sinograma MLC é um arquivo binário). As informações salvas incluirão um arquivo **.mqa** e uma pasta com o mesmo nome contendo os arquivos binários.
5. Para visualizar o sinograma que acabou de salvar, defina o modo de sinograma como (arquivo) **Dynamic** (Dinâmico).
6. Use a opção **Browse** (Procurar) para localizar o sinograma salvo na Etapa 4 (o nome do arquivo que está localizado dentro da pasta criada na etapa 4 é **Sinogram1_1.bin**).
7. Clique em **Edit** (Editar) para visualizar o sinograma no editor de sinograma.
8. Passe o mouse sobre os subfeixes (“beamlets”) no editor de sinograma e a porcentagem de tempo aberto de cada subfeixe (“beamlet”) é exibida na parte inferior do editor de sinograma.
9. Para converter a porcentagem de valores de tempo aberto em segundos, multiplique pelo tempo de projeção. Para um procedimento helicoidal, tempo de projeção = período do gantry/51. Ele também está listado no **Fragment Summary** (Resumo do fragmento).

ATENÇÃO: Nunca use o fluxo de trabalho nesta seção para criar um procedimento para tratar um paciente. Os procedimentos de QA da máquina não possuem salvaguardas importantes que podem resultar em lesões ou morte se forem aplicados a pacientes:

- Nenhum cálculo de dose está disponível para procedimentos de QA da máquina.
- Se um procedimento de QA da máquina for interrompido, não é possível criar um procedimento de conclusão.
- Os planos de tratamento de pacientes requerem aprovação do plano no sistema de planejamento para serem executados na máquina, mas os procedimentos de QA da máquina não precisam ser aceitos.
- Os planos de tratamento de pacientes usam uma soma de verificação para evitar modificações, mas os procedimentos de QA da máquina podem ser facilmente modificados.
- Há potencial para um procedimento de QA da máquina ser aplicado em uma máquina diferente daquela em que ele foi planejado, sem levar em conta o modelo de feixe e as diferenças do MLC.
- Os registros de aplicação de pacientes não estão disponíveis para procedimentos de QA da máquina.
- Não há controle sobre o número de frações em um procedimento de QA da máquina.
- A aplicação do procedimento de tratamento usa verificações de posição da mesa, verificações de consistência de dados da máquina, mensagens de atenção e outras restrições de segurança que não são aplicadas a procedimentos de QA da máquina.

Posicionar o eletrômetro *Tomo*

- Medir a carga integrada 95
- Plotar dados do eletrômetro Tomo usando o software TEMS 96

1. Posicione o *eletrômetro Standard Imaging Tomo* fora da sala de tratamento, perto do Console de aplicação de tratamento.
2. Conecte os cabos triaxiais aos canais desejados na parte traseira do Eletrômetro *Tomo*.

DICA: As conexões dos cabos triaxiais devem ser mantidas limpas para reduzir desvios e fugas. Use as tampas fornecidas para cobrir os conectores quando não estiverem em uso. Se forem observados desvios e fugas, tente limpar as conexões dos cabos triaxiais com uma fonte de ar comprimido seca e sem óleo (não sopre os conectores com a boca).

3. Conecte o Eletrômetro *Tomo* em uma fonte de alimentação para garantir não ficar sem baterias enquanto você estiver coletando dados.
4. Ligue o Eletrômetro *Tomo* e aguarde que ele conclua o ciclo de aquecimento de 5 minutos.

ATENÇÃO: Podem ocorrer pequenos choques ou danos ao equipamento se as portas do eletrômetro estiverem carregadas ao conectar ou desconectar componentes. Para evitar isso, remova a carga do eletrômetro (polarização zero) antes de conectar ou desconectar componentes.

Medir a carga integrada

1. Pressione **Measure** (Medir).
2. Marque a polarização como +300 V para fins de consistência com as condições de calibração.

OBSERVAÇÃO: A polarização exibida normalmente difere em cerca de 2 volts de seu valor selecionado.

3. Selecione os canais que serão usados para a medição.
4. Ponha na posição de zero o eletrômetro quando o feixe estiver desligado e a taxa atual for estável (espere pelo menos um minuto depois de configurar a polarização).
5. Defina o Timer como **Free Run** (Execução livre) para garantir que a coleta de dados não seja interrompida.

6. Pressione **Start** (Iniciar) para começar a coletar dados.
7. Enquanto o feixe estiver desligado, verifique se a fuga não é excessiva.

Plotar dados do eletrômetro *Tomo* usando o software TEMS

OBSERVAÇÃO: Estas instruções são aplicáveis ao TEMS 1.0. Se você tiver o TEMS 2.0, consulte o *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria) para obter instruções.

1. Conecte o Eletrômetro *Tomo* à Estação de trabalho de física usando o cabo RS485 com conversor RS232.
2. Abra o software TEMS e clique em **Control > Initialize Electrometer** (Controlar > Inicializar eletrômetro). (Ou, se o tanque de água também estiver conectado, clique em **Control > Initialize All** [Controlar > Inicializar tudo].)
3. Verifique se a mensagem na parte inferior da tela está verde, indicando uma conexão bem-sucedida. Se a conexão não for bem-sucedida:
   - Verifique se o Eletrômetro *Tomo* está conectado à tomada elétrica e está ligado.
   - Verifique se a conexão do cabo à Estação de trabalho de física está firme.
   - Verifique se o Eletrômetro *Tomo* não está medindo a dose no momento (pressione **Stop** (Parar) no eletrômetro, se necessário).
   - Verifique se apenas uma instância do TEMS está em execução na Estação de trabalho de física.
   - Verifique a configuração do TEMS e do Eletrômetro *Tomo* conforme indicado no *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria).
4. Defina a polarização como -300 V, para que a carga positiva seja coletada e o gráfico não seja invertido.
5. Selecione o(s) canal(is) desejado(s) para a medição.
6. Ajuste a amostragem de tempo como 100 ms.
7. Ponha na posição de zero o eletrômetro quando o feixe estiver desligado e a taxa atual for estável (espere pelo menos um minuto depois de configurar a polarização).
8. Pressione **Sample** (Amostra) para iniciar a amostragem de dados.
9. Pressione **Sample** (Amostra) para parar a amostragem após alguns segundos, pois, às vezes, a primeira amostra contém um pico no início da amostra.
10. Pressione **Sample** (Amostra) para iniciar a amostragem de dados para fins de medição.

Considerar a inclinação da mesa

- Explicação da inclinação da mesa 97
- Corrigir a inclinação da mesa no posicionamento do objeto simulador 98

Explicação da inclinação da mesa

Uma mesa do estilo CT normalmente se inclina conforme se movimenta no furo, de acordo com as propriedades físicas de uma viga em balanço (trampolim de mergulho). A inclinação da mesa depende da distribuição de peso na mesa e da distância da extremidade da base de apoio da mesa fora do furo até o plano do feixe.

O único aspecto da inclinação da mesa que é relevante para imagens e tratamentos de pacientes é a inclinação da mesa no plano do feixe de tratamento. A inclinação da mesa acima do plano do feixe não é clinicamente relevante.

A inclinação da mesa deve ser levada em consideração clínica sempre que houver uma diferença entre a inclinação da imagem de planejamento e a inclinação da aplicação do tratamento. Mesmo se a mesa de tratamento estiver perfeitamente nivelada, a inclinação inerente na imagem de planejamento (à medida que um alvo longo se move pelo plano da imagem) ainda pode causar discrepâncias entre o planejamento e o tratamento.

A estrutura de apoio do palete na parte traseira do gantry sustenta o peso da mesa e reduz substancialmente (mas pode não eliminar completamente) a inclinação da mesa. A Accuray Incorporated especifica que a mesa não pode inclinar mais de 2 mm no plano do feixe.

OBSERVAÇÃO: Os lasers da sala estão ajustados para ficar nivelados com a gravidade. Eles não levam em conta a inclinação da mesa.

Dois tipos de diferenças na inclinação da mesa devem ser considerados:

1. Qualquer diferença efetiva na altura da mesa de tratamento da posição de configuração fora do furo até o isocentro deve ser levada em conta adquirindo uma imagem de verificação de configuração diária de MVCT, registrando na imagem de planejamento e ajustando a altura da mesa.
2. Conforme um alvo longo avança no furo, a quantidade de inclinação da mesa no plano do feixe pode variar da extremidade superior para a extremidade inferior do alvo. O sistema de tratamento permite fazer apenas um ajuste de altura da mesa que se aplica a todo o tratamento. As diferenças na inclinação da mesa de uma extremidade de um alvo longo para a outra extremidade (imagem de planejamento x geometria do tratamento) podem ser visualizadas usando MVCT, mas não podem ser

corrigidas para todas as posições no alvo longo. O ajuste da altura da mesa neste caso é uma decisão clínica.

IMPORTANTE: Verifique sempre o posicionamento diário do paciente com uma imagem *CTrue* para levar em conta as diferenças de inclinação da mesa entre a imagem de planejamento e o tratamento.

Corrigir a inclinação da mesa no posicionamento do objeto simulador

Opção 1: Adquirir uma imagem de CT

Uma forma de explicar a inclinação da mesa em uma configuração de objeto simulador é adquirir uma imagem de verificação de posicionamento, como seria feito para um paciente. Registre a imagem *CTrue* na imagem de planejamento (ou nos lasers do isocentro na guia **Register** [Registrar] do TDC se estiver usando um objeto simulador). Em seguida, aplique as alterações à mesa.

Opção 2: Usar lasers verdes do furo para determinar a correção da inclinação

Este é um fluxo de trabalho alternativo para posicionar um objeto simulador nos lasers verdes do furo para corrigir a inclinação da mesa:

1. Assegure que a mesa não esteja muito longe do furo.
2. Coloque o objeto simulador na mesa perto do isocentro virtual.
3. Se estiver usando o objeto simulador *Tomo*, gire o objeto simulador em sua base de modo que ele fique nivelado com os lasers verdes do furo.
4. Ajuste a altura da mesa de modo que o objeto simulador fique adequadamente alinhado ao laser verde do furo no isocentro virtual, de acordo com os requisitos do seu teste de QA.
5. Defina as posições X e Y do objeto simulador dos lasers verdes suspensos no isocentro virtual.
6. Use a função **Step Move** (Movimento do degrau) para inserir a mesa no furo +700 mm em Y, até o isocentro de radiação. Ajuste a altura da mesa para corrigir a inclinação. O objeto simulador agora está corretamente alinhado no isocentro.

DICA: Você pode precisar caminhar até a parte de trás do gantry para visualizar a interseção dos lasers verdes do furo no objeto simulador e determinar se é necessário corrigir a inclinação da mesa.

DICA: Para definir a superfície de uma pilha de *Virtual Water* como 850 mm SSD, prenda um pequeno pedaço de fita adesiva na superfície -Y do bloco e deixe-o ficar acima da *Virtual Water* (consulte a imagem a seguir). Isso permitirá visualizar a distância da superfície da *Virtual Water* até o laser sem caminhar atrás do gantry.

Truque da fita

7. Se o procedimento de QA movimentar a mesa para dentro do furo quando **Ready** (Pronto) for pressionado, use a função **Step Move** (Movimento do degrau) para retornar a mesa ao isocentro virtual (-700 mm em Y).

Capítulo 3

Comissionamento

Seção 3-1
Visão geral do comissionamento 103

Seção 3-2
Equipamento 113

Seção 3-3
Testes de alinhamento 125

Seção 3-4
Perfis do feixe de medição 195

Seção 3-5
Calibração absoluta de dose 221

Seção 3-6
Verificação de qualidade da imagem do CTrue 257

Seção 3-7
Calibração da exibição da unidade de monitoramento . . 273

Seção 3-8
Estabelecer referências de linha de base 283

Seção 3-9
Teste do procedimento de conclusão 293

Seção 3-10
Testes de sincronização 303

Seção 3-11
Verificação de qualidade de geração de imagens kV . . . 331

Seção 3-12
Verificar a integridade da importação de dados para o TPS 341

Seção 3-13
Tarefas necessárias para planejamento e QA 345

Seção 3-14
Recomendações e tarefas de QA 359

Visão geral do comissionamento

Introdução ao comissionamento 104
Dosimetria para o sistema de tratamento 105
Dados da máquina 107

Introdução ao comissionamento

O sistema vem com um modelo de feixe pré-instalado. Na fábrica, os perfis de saída, energia e feixe da máquina são ajustados para corresponder aos dados padrão do modelo de feixe. As propriedades do MLC específicas da máquina são medidas e inseridas no seu sistema.

A unidade deve agendar com os instaladores a realização de um levantamento de radiação o mais rápido possível quando o sistema for capaz de produzir radiação.

Após a instalação, funcionários qualificados irão verificar se o seu sistema atende às tolerâncias da Accuray Incorporated, conforme descrito no documento Procedimentos de teste de aceitação, incluindo, entre outros:

1. Alinhamento:
   - LINAC alinhado em IEC X com MLC
   - LINAC alinhado em IEC Y com garras
   - Feixe apontado para o plano de rotação do gantry
   - Lasers e mesa alinhados com linha de feixe e gravidade
   - Detector alinhado em IEC Y com garras
2. Características do feixe para cada tamanho de campo licenciado:
   - Perfis longitudinais e transversais
   - Profundidade da dose em porcentagem
   - Calibração de saída usando medições de IMRT (estabeleça a linha de base para futuras verificações de saída estática/constância de energia)
3. Dose MVCT

Os arquivos de procedimento da máquina usados durante a verificação de conformidade com as especificações são disponibilizados para o físico do local para uso futuro. O físico do local também receberá uma cópia da referência e os dados medidos, as planilhas de resumo dos testes realizados e um paciente de teste para a calibração da dose de IMRT.

Depois que a Accuray Incorporated concluir a verificação de conformidade com as especificações e os testes de aceitação, o físico do local poderá prosseguir com as demais tarefas de comissionamento. O TG 148 recomenda a realização de todos os testes de QA diários, mensais, trimestrais e anuais antes do início dos tratamentos do paciente. Antes de criar planos de tratamento, o físico do local também precisará preparar um Modelo de densidade para cada scanner de CT da instalação que fornece imagens para planos de tratamento.

O físico do local toma a decisão final sobre quando a máquina estará pronta para tratar os pacientes.

Dosimetria para o sistema de tratamento

A dose pode ser calculada para o feixe de tratamento com o uso de uma versão modificada do protocolo TG-51, conforme descrito pelo TG-148.

O protocolo TG-51 não é diretamente aplicável ao feixe de tratamento, pois a largura do campo de 100 mm x 100 mm não é possível. A abertura do furo com diâmetro de 850 mm e a SAD de 850 mm do sistema não permitem espaço suficiente para medições a 1.000 mm de SSD e 100 mm de profundidade, conforme estabelecido pelo TG-51. Além disso, como o sistema não tem filtro de normalização, o espectro de qualidade do feixe é diferente do que para um sistema convencional de 6 MV.

O TG-148 prescreve modificações no protocolo TG-51 para acomodar os aspectos exclusivos da aplicação helicoidal. Um fator de "referência específica da máquina" está incluído no cálculo de dose do TG-51 para determinar as diferenças na qualidade do feixe e geometria de um sistema convencional e um fator de "referência específica da classe do plano" está incluído para os planos de tratamento com IMRT.

O TG-148 sugere um fator de referência específico da classe do plano de k_{pcsr} = 1,003 para planos helicoidais, mas não oferece valores para planos diretos. Ao realizar o teste de aceitação, o Accuray assume k_{pcsr} = 1,0 para os planos *TomoHelical* e *TomoDirect*. O efeito de escalonamento combinado do fator de qualidade do feixe, do fator de referência específico da máquina e do fator de referência específico da classe do plano para planos helicoidais é muito próximo de 1,0.

A Accuray recomenda a conversão das medidas da carga da câmara de ionização para a dose utilizando o formalismo descrito no TG-148. No entanto, quando os funcionários da Accuray Incorporated determinam a dose com base nas medidas da câmara de ionização A1SL, uma fórmula simplificada é utilizada:

$$D = M\, N_{D,w}^{60Co} P_{elec},$$

onde *D* é a dose calculada, *M* é o registro de carga cuja pressão e temperatura foram corrigidas (o A1SL vem calibrado por um laboratório de padrões acreditado nos EUA a 22°C e 760 mm Hg de pressão absoluta), $N_{D,w}^{60Co}$ é o fator de calibração da câmara de ionização e P_{eletr} é o fator de calibração do eletrômetro. As medições de dose com o Eletrômetro *Tomo* são realizadas a +300 V de modo a coincidir com as condições de calibração.

Os cálculos de dose com o uso da fórmula simplificada são muito semelhantes aos cálculos do TG-148. A fórmula simplificada ajuda a reduzir o risco de erros grosseiros ao reduzir o número de fatores.

O feixe de tratamento é calibrado para chegar a um acordo entre cálculos de dose de planejamento e medições de IMRT na câmara de ionização. Dependendo de como os vários parâmetros do sistema se enquadram em seus intervalos de tolerância, a saída estática do sistema em campo aberto pode variar de uma máquina para outra.

A taxa de saída estática específica da máquina do seu sistema será determinada durante o comissionamento e usada, a partir de então, como uma verificação de constância:

- Uma taxa de saída estática típica para um sistema com a configuração padrão da taxa de dose é de 850 ± 30 cGy/min a 850 mm de SSD, 15 mm de profundidade no *Virtual Water* e tamanho de campo de 50 mm x 400 mm.
- Uma taxa de saída estática típica para um sistema com configuração de alta taxa de dose é de 1.025 cGy/min a 850 mm de SSD, 15 mm de profundidade no *Virtual Water* e tamanho de campo de 50 mm x 400 mm. Assim como na taxa de dose padrão, a variação de máquina para máquina na taxa de saída nominal deverá ser de alguns pontos percentuais.

Dados da máquina

- Propriedades de nível do sistema. 108
- Propriedades de nível do feixe 110

O modelo de feixe e outros parâmetros da máquina podem ser acessados pelos usuários com as devidas permissões do Console de aplicação de tratamento. No menu **Tools** (Ferramentas), clique em **Edit Machine** (Editar máquina). A partir daqui, é possível visualizar a árvore de dados, a qual contém propriedades do nível do sistema, bem como propriedades para os feixes de imagem e de tratamento.

Alguns parâmetros na área **Edit Machine** (Editar máquina) são usadospelo sistema para cálculos do plano, enquanto outros parâmetros controlam vários aspectos da aplicação do feixe e da reconstrução da imagem. Alguns parâmetros são etiquetas que não controlam nada ou não são usados de forma alguma. Vários dos parâmetros descrevem características básicas do sistema cujos valores padrão não devem ser alterados.

Os parâmetros acessíveis a partir da área de dados da máquina devem ser mantidos pelo representante de serviços. A permissão para acessar a área **Edit Machine** (Editar máquina) do Console de aplicação de tratamento é atribuída na tarefa **User Administration** (Administração de usuários) do Sistema de planejamento de tratamento. Recomenda-se que o físico do local não altere nenhum parâmetro na área de dados da máquina, com a exceção do físico do local, o qual pode calibrar a exibição da unidade de monitoramento, conforme discutido em «Calibração da exibição da unidade de monitoramento» (página 273).

Vários parâmetros contêm listas de números e não são organizados de forma legível para humanos. O representante de serviços possui ferramentas especiais de software para preencher esses campos de dados. Os dados fornecidos à sua unidade pelo Atendimento ao Cliente da Accuray na conclusão dos Testes de Aceitação incluem dados de referência dos perfis longitudinais e transversais, PDDs e dados do espectro de energia em formato de planilha.

DICA: Se precisar de uma cópia dos dados do modelo de feixe que foi instalado no seu sistema e não conseguir encontrar seus dados do ATP, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para obter assistência.

ATENÇÃO: Não altere os dados de **Edit Machine** (Editar máquina), a menos que tenha sido totalmente treinado pela Accuray sobre as consequências da alteração de um parâmetro específico:

- Mudanças inadequadas podem resultar em discrepâncias entre o cálculo e a aplicação do plano que podem causar morte ou lesões graves.
- Alterações inadequadas podem causar desgaste desnecessário nos componentes do sistema, ocasionando sua paralisação para reparos.
- O Sistema de controle de dose (DCS) é calibrado pelo representante de serviços em um programa de software separado. Algumas alterações da Edit Machine (Editar máquina) irão desencadear intertravamentos que tornam o sistema incapaz de executar o feixe até que o representante de serviços recalibre o DCS.

ATENÇÃO: Os únicos dois parâmetros que o físico do local pode ter motivos legítimos para ajustar são o **Expected MU (MU/min)** (MU esperada) e a **MU per chamber count** (quantidade de MU por câmara). Esses dois parâmetros influenciam a exibição e o relatório da unidade de monitoramento, mas não afetam a aplicação do feixe (consulte «Calibração da exibição da unidade de monitoramento» (página 273)). A alteração dos parâmetros da máquina (que não a **Expected MU (MU/min)** (MU esperada) e a **MU per chamber count** (quantidade de MU por câmara)) pode colocar o sistema em um estado de impossibilidade de uso até que o representante de serviços realize a calibração, destrua os componentes da máquina ou cause uma incompatibilidade entre as propriedades do feixe para aplicação versus planejamento.

Propriedades de nível do sistema

Esta seção descreve alguns dos componentes de dados que estão incluídos na parte do nível do sistema da árvore **Edit Machine** (Editar máquina).

Configurações da máquina
O parâmetro do **Helical start angle (deg)** (Ângulo helicoidal inicial (graus)) não é utilizado atualmente.
O **Bore size** (Tamanho do furo) (mm) é o diâmetro da abertura do furo através do qual o paciente entra e mede 850 mm.
A **Max jaw speed** (Velocidade máxima da garra) é expressa em milímetros (números da garra) por segundo e utilizada durante o Final de planejamento para garantir que o movimento da garra dinâmica não exceda a velocidade máxima.
O **Water Temperature Minimum Threshold** (Limite mínimo de temperatura da água) e o **Water Temperature Maximum Threshold** (Limite máximo de temperatura da água) determinam a cor do indicador de **Water Temperature** (Temperatura da água) no canto superior esquerdo da tela inicial do TDC e não controlam a máquina.

Configurações da máquina
Facility lights mode (Modo de luzes da instalação) se aplica às luzes indicadoras fora do tanque (energia, radiação, etc.). Em **MutuallyExclusiveMode** (Modo mutuamente exclusivo), somente uma luz será iluminada por vez. No modo não exclusivo, várias luzes aplicáveis podem acender ao mesmo tempo.

- **Dose Control** (Controle de dose): Referência de arquivos de calibração definidos pelo representante de serviços para definir a relação entre Dose1 e PAC, e entre a corrente do injetor e a corrente do canhão.
- **Couch Settings** (Configurações da mesa): Inclui limites na velocidade da mesa, bem como parâmetros que controlam a inserção da mesa para o planejamento de tratamento e indica a localização do arquivo da imagem da mesa usada para o planejamento de tratamento.

  Os parâmetros de **Out of bore setup** (Configuração fora do furo) definem a posição padrão da mesa para os procedimentos de QA da máquina definidos para usar a posição de configuração padrão da mesa. Essa posição padrão da mesa também é usada como **Expected Couch Position** (Posição esperada da mesa) para imagens e tratamentos quando não houver disponibilidade de posições predefinidas ou armazenadas da mesa. A posição **Out of bore setup** (Configuração fora do furo) é determinada no momento da aplicação do procedimento. Se você alterar a posição **Out of bore setup** (Configuração fora do furo), um procedimento de QA da máquina usará o novo na próxima vez que ele for executado.
- **MVCT Settings** (Configurações do MVCT): Contém parâmetros relacionados à aquisição e reconstrução de imagens.
- **Airscan Settings** (Configurações do Airscan): Contém parâmetros relacionados à aquisição e análise de dados de varredura de dados do airscan.
- **Linearity Settings** (Configurações de linearidade): Contém parâmetros para uma análise automatizada dos resultados da calibração do número da CT.
- **Detector Settings** (Configurações do detector): Fornece informações básicas sobre a geometria do detector e permite que o representante de serviços identifique canais ruins que não devem ser usados para a reconstrução de imagens.
- **Gantry Settings** (Configurações do gantry): Referência arquivos de configuração para a calibração do gantry pelo representante de serviços.
- **Jaw Settings** (Configurações da garra): O representante de serviços ajusta esses valores para garantir que o feixe seja apontado no plano de rotação do gantry e para controlar a largura dos perfis longitudinais (um conjunto de valores do codificador da garra controla todas as larguras do campo).

- **Monitored Signals** (Sinais monitorados): Indica a faixa de polarização permitida nas câmaras do monitor de dose.

MLC Settings (Configurações do MLC): Contém configurações para o MLC relacionadas ao planejamento e à aplicação.
O **Minimum time per projection** (Tempo mínimo por projeção) (ms) é 230 ms.
O **Number of projections per rotation** (Número de projeções por rotação) (proj/rot) é 51 para todos os planos de tratamento helicoidal criados no Sistema de planejamento de tratamento.
O **Maximum active leaf cycles per second** (Número máximo de ciclos ativos da lâmina por segundo) é o número máximo de transições da lâmina (de aberta a fechada ou de fechada a aberta) que um MLC pode realizar por segundo. Isso é reforçado no Final de planejamento para evitar erros de posicionamento nas lâminas conduzidas pneumaticamente devido à baixa pressão de ar fornecida pela instalação. O número de transições da lâmina por segundo é calculado como uma média móvel ao longo do **Leaf cycles buffer time** (Tempo de buffer dos ciclos da lâmina) (s).
O **Leaf threshold** (Limite da lâmina) (ms) está definido como 18. No Final de planejamento, os tempos de abertura da lâmina inferiores ou iguais a 18 ms são descartados do plano.
A **Leaf Bounce Tolerance** (Tolerância de ressalto de lâmina) (ms) indica a quantidade de tempo que uma lâmina pode permanecer no estado de ressalto antes de contar um erro de lâmina.
A **Leaf Overtravel Tolerance** (Tolerância de deslocamento excessivo da lâmina) (ms) indica a quantidade de tempo que uma lâmina pode permanecer no estado de deslocamento excessivo antes de contar um erro de deslocamento excessivo.
Default open event offset (Deslocamento padrão de evento aberto) e **Default close event offset** (Deslocamento padrão de evento fechado) são deslocamentos da calibração do servo MLC. O representante de serviços da Accuray executa um procedimento de QA da máquina que inclui um sinograma para abrir e fechar oito lâminas de amostra por um período de tempo especificado (expresso como porcentagens de uma projeção de sinograma de 500 ms) e mede a resposta de tempo de MLC com o detector MVCT integrado. Se o desempenho da latência não for consistente com os tempos de abertura da lâmina comandados dentro de ± 0,5 ms, o técnico de campo ajustará os deslocamentos padrão de abertura/fechamento e repetirá a medição.

Propriedades de nível do feixe

Cada sistema contém dois feixes: um feixe de tratamento e um feixe de imagem. Se houver outros feixes personalizados (por exemplo, para uma colaboração de pesquisa com a Accuray Incorporated), eles não estarão disponíveis para planejamento de tratamento.

Conforme descrito no capítulo Visão geral do sistema, a taxa de pulso, o espectro de energia e a taxa de saída do feixe de tratamento são maiores que o feixe de imagem, exigindo diferentes configurações da máquina para controlar os componentes que produzem feixes. As configurações de **Controls** (Controles) e **Monitored Signals** (Sinais monitorados) são mantidas por seu representante de serviços para os feixes de imagem e tratamento a fim de garantir que a máquina esteja operando com configurações que não danifiquem os componentes da máquina e com a supervisão do físico do cliente para garantir que o feixe de tratamento esteja funcionando de forma consistente com o modelo de feixe utilizado pelo sistema de planejamento.

A seção **Beams** (Feixes) para o feixe de varredura também inclui uma seção de **Measurements** (Medidas) com informações específicas para a aquisição e reconstituição da imagem *CTrue*. O feixe de tratamento não contém uma seção de **Measurements** (Medidas).

A seção **Beams** (Feixes) para o feixe de tratamento também contém o modelo de feixe. O modelo de feixe é usado pelo sistema de planejamento para realizar cálculos de dose. Os feixes de varredura não possuem um modelo de feixe, uma vez que não são realizados cálculos de dose para o feixe de varredura.

O modelo de feixe inclui uma combinação de parâmetros padronizados (**DoseCom Duplo**) e específicos da máquina (**DoseCom Não Duplo**). Para obter mais detalhes sobre os dados do modelo de feixe, consulte “Modelo do feixe” (página 452) no capítulo Algoritmos.

IMPORTANTE: Os parâmetros do Console de aplicação de tratamento devem ser mantidos para gerar consistência entre aplicação e planejamento (o que é baseado nos dados do modelo de feixe). Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência caso seja necessário alterar os dados da máquina.

Equipamento

Acessórios de QA do sistema 114
Equipamento de QA do local do cliente. 115
Requisitos de equipamentos adicionais 122

Acessórios de QA do sistema

Seu sistema inclui as seguintes ferramentas de QA:

- Três (3) cabos triaxiais de 18 metros da câmara de ionização. Esses cabos possuem conectores BNC e podem ser usados com as câmaras A1SL ou A17 e com o Eletrômetro *Tomo*. (Cabos de 30 metros estão disponíveis mediante pedido de compra especial.)
- O pacote de Software TQA™ (Total Quality Assurance) *TQA* Essentials. Esse software compreende os módulos **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica), **Air Scans** e **System Monitor** (Monitoramento do sistema) descritos no *Manual do TQA*.

  O *TQA* Advanced contém recursos licenciáveis e sua disponibilidade depende da configuração do sistema.

Consulte o seu contrato de compra para obter itens adicionais.

Equipamento de QA do local do cliente

O equipamento listado nesta seção não deve ser considerado completo e foi concebido apenas como um ponto de partida para tomadas de decisão. É de responsabilidade da clínica fornecer o equipamento exigido para comissionamento de feixe e para as atividades contínuas de QA.

Há mais de uma maneira de realizar algumas operações. Os requisitos do equipamento podem variar de acordo com Físicos Médicos individuais e com o ambiente específico. O equipamento é constantemente lançado, alterado e descontinuado. Se você tiver perguntas sobre algum equipamento específico, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para falar com um físico.

- Equipamento disponível por meio da Accuray 115
- Requisitos de equipamentos adicionais 122

Equipamento disponível por meio da Accuray

Os parágrafos a seguir listam as ferramentas básicas de QA disponíveis para compra na Accuray Incorporated que podem ser usadas para garantir a qualidade do sistema. Essa lista não mostra todas as opções de QA e não leva em conta equipamentos que eventualmente já existem no local.

Pacote de QA padrão

Objeto simulador *Tomo* cilíndrico equivalente à água

- **Marca e modelo**: Med-Cal *Virtual Water* ou Sun Nuclear *Solid Water HE*

DICA: O Med-Cal *Virtual Water* é vermelho e o Sun Nuclear *Solid Water HE* é azul.

- **Descrição**: 300 mm de diâmetro; 180 mm de comprimento. Contém cavidades para câmaras de ionização e plugues de densidade. Divide-se ao meio para receber um filme.
- **Uso**: Modelo de densidade; Calibração de dose de IMRT; qualidade da imagem; Calibração do número de MVCT; alinhamento a laser; QA do paciente; saída rotacional.
- **Compatibilidade do equipamento**: O objeto simulador *Tomo* é usado para realizar planos de calibração de dose e o procedimento de Calibração do número da CT fornecido pela Accuray Incorporated. As cavidades cabem nas câmaras de ionização A1SL e nos plugues de densidade Gammex.

- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	X	X	X	X	X

Conjunto de plugues de densidade

- **Marca e modelo**: Plugues de densidade selecionados do conjunto do Objeto simulador de caracterização de tecidos Gammex 467. Objeto simulador não incluído.
- **Descrição**: LN-300, LN-450, Osso Interno, CB2-30% Mineral, CB2-50% Mineral, Osso cortical SB3, dois plugues *True Water* e dois plugues de resolução. Plugues de densidade rotulados com densidade de massa.
- **Uso**: Modelo de densidade; qualidade da imagem.
- **Compatibilidade do equipamento**: Os plugues Gammex são compatíveis com o objeto simulador *Tomo*.
- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	N/D	X	N/D	N/D	N/D

Pilha retangular equivalente à água

- **Marca e modelo**: Med-Cal *Virtual Water* ou Sun Nuclear *Solid Water HE*

OBSERVAÇÃO: Em todo o documento, quando os procedimentos exigirem *Virtual Water*, o Sun Nuclear *Solid Water* pode substituir. Ao substituir pelo Sun Nuclear *Solid Water*, pequenas diferenças na densidade de HU e nos valores de dose de profundidade devem ser levadas em consideração.

- **Descrição**: Cada bloco (conjunto de dez blocos) mede 55 cm x 15 cm x (0,5 a 5 cm). Alguns blocos têm furos para uma câmara de ionização.
- **Uso**: Saída estática e consistência de PDD; perfis longitudinais mensais, acúmulo para testes de filmes.
- **Compatibilidade do equipamento**: A pilha de furos *Virtual Water* cabe nas câmaras A1SL do Standard Imaging.

- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	X	X	X	X	N/D

Na imagem da pilha de água abaixo, os números circundados correspondem a números de itens da tabela. A quantidade de cada bloco está listada na coluna “QTY” da tabela

Pilha de Virtual Water

Câmaras de ionização do tipo dedal

Inclui um certificado de calibração que informa a dose absorvida para o coeficiente de calibração de água $N_{D,w}^{60Co}$(Gy/C), de acordo com o protocolo TG 51 da AAPM e corrigido para 22°C e 101,325 kPa, juntamente com a incerteza da calibração.

- **Marca e modelo**: Dois Exradin A1SL Standard Imaging (“Câmara de mini-ion calibrada”)
- **Descrição**: 0,053 cc de volume de coleta. À prova d'água. Calibração inicial rastreável aos padrões NIST e credenciada com o padrão ISO/IEC 17025:2005.
- **Uso**: Saída estática e consistência de PDD; perfis de feixe; verificação do procedimento de conclusão; dose de MVCT; calibração TG-51; QA do paciente.
- **Compatibilidade do equipamento**: Uma câmara A1SL foi utilizada para coletar dados para o modelo de feixe instalado no seu sistema. As câmaras A1SL se encaixam no objeto simulador *Tomo* e na pilha *Virtual Water* (pode ser útil comprar mais de duas).

- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	X	X	X	X	X

Câmara de ionização de corte da CT

Inclui um certificado de calibração, que informa o Coeficiente de calibração do Air Kerma N_K (Gy/C) e o Coeficiente de calibração da exposição N_X (R/C), conforme o protocolo TG 21 da AAPM e corrigido para 22°C e 101,325 kPa, juntamente com a incerteza da calibração.

- **Marca e modelo**: Exradin A17 Standard Imaging na cápsula de acúmulo (“Cápsula de acúmulo e câmara de ionização de corte da CT calibrada”)
- **Descrição**: 1,91 cc de volume de coleta. Resposta uniforme dentro de ±1,5% ao longo de 8 cm de comprimento. Calibração inicial rastreável aospadrões NIST e credenciada com o padrão ISO/IEC 17025:2005.
- **Uso**: Alinhamento da garra Y; módulo *TQA* **Jaw Sweep – Dynamic Jaws** (Deslocamento da garra – garras dinâmicas); câmara de referência durante a coleta de dados do tanque de água.
- **Compatibilidade do equipamento**: N/D
- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	N/D	X	N/D	X	N/D

Pacote de QA e medição de feixe

Tanque de água

- **Marca e modelo**: Tanque de água de Standard Imaging com braço de varredura destacável, caixa do controlador do braço de varredura e cabos relacionados. Consulte “Tipos de tanques de água” (página 541) para mais informações sobre os tanques de água.
- **Descrição**: Tanque 2D. Cabe no interior do furo do sistema. Acomoda profundidade da água >250 mm. Largura do tanque adequada para o feixe do sistema (tamanho máximo do campo 50 mm x 400 mm no isocentro).
- **Uso**: Perfis transversais, perfis longitudinais, PDD.

- **Compatibilidade do equipamento**: O tanque de água Standard Imaging foi usado para coletar dados para o modelo de feixe instalado no seu sistema. A Accuray Incorporated fornece arquivos de procedimento e instruções passo a passo específicas para esse tanque.
- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	N/D	N/D	N/D	X	N/D

Eletrômetro

Inclui um certificado de calibração que informa os coeficientes de calibração para cada canal eletrométrico (Ampere/leitura e Coulomb/leitura), juntamente com a incerteza da calibração.

- **Marca e modelo**: Eletrômetro *Tomo* Standard Imaging
- **Descrição**: 8 canais. Modo de taxa e modo de integrado. O intervalo de exibição é definido automaticamente de acordo com a quantidade de carga presente. Os canais 1-7 têm um intervalo de taxa de 0,001 pA a 4,9 nA. O canal 8 tem um intervalo de taxa de 0,01 pA a 19,6 nA. Os canais 5-8 são canais de resposta rápida. Calibração inicial rastreável aos padrões NIST e credenciada com o padrão ISO/IEC 17025:2005.
- **Uso**: Veja “Câmaras de ionização” e “Câmara de ionização de grande volume” acima.
- **Compatibilidade do equipamento**: Funciona com TEMS.
- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	X	X	X	X	X

Software compatível com tanque de água e eletrômetro *Tomo*

- **Marca e modelo**: Software do Sistema de medição do eletrômetro (TEMS) *Tomo*
- **Descrição**: Interfaces com tanque de água Standard Imaging e Eletrômetro *Tomo* para plotar dados de varredura. Pode determinar o FWHM do perfil. Os arquivos de dados podem ser salvos em formato **.csv**.
- **Uso**: Coleta de dados do tanque de água; também plota dados como uma função do tempo enquanto a mesa percorre todo o feixe ou as garras se movem para módulos *TQA* de **Field Width** (Largura de

campo) ou **Jaw Sweep- Dynamic Jaws** (Deslocamento da garra – garras dinâmicas).

- **Compatibilidade do equipamento**: Funciona com tanque de água *Standard Imaging* e eletrômetro *Tomo*. Necessário para ativar o uso completo de todos os módulos avançados do *TQA*.
- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	N/D	X	N/D	X	N/D

RITg148+ Kit de análise de filme, com ou sem digitalizador de filme

Digitalizador de filme

- **Marca e modelo**: Scanner vermelho DosimetryPRO Vidar
- **Descrição**: Scanner de qualidade médica, adequado para digitalização de filmes radiocrômicos.
- **Uso**: Verificação do procedimento de conclusão; filmes de sincronização; filmes de alinhamento; QA do paciente.
- **Compatibilidade do equipamento**: Se estiver usando filme para a QA do paciente, considere a necessidade de um software de análise de filme de QA do paciente. RITg148+ ou RIT Complete podem conduzir o Vidar para digitalizar um filme. O RITg148+ não analisa os filmes de QA do paciente, mas o RIT Complete analisa os filmes de QA do paciente.
- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	N/D	X	X	X	X

Software de análise de filme

- **Marca e modelo**: RITg148+ ou RIT Complete
- **Descrição**: Inclui módulos de análise para todos os testes de alinhamento de filme TG-148.
- **Uso**: Verificação do procedimento de conclusão; filmes de alinhamento; filmes de sincronização.
- **Compatibilidade do equipamento**: Consulte “Visão geral do software de análise RIT” (página 571).

- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	N/D	X	X	X	Apenas RIT Complete

Pacote avançado de *TQA*

Penetrômetro e licenças de software

- **Marca e modelo**: Software Accuray Incorporated.
- **Descrição**: Inclui todos os módulos da *TQA*. Fornece análises automatizadas e relatórios de dados da máquina através do detector de MVCT de bordo e câmaras de monitor e análise de alguns dados da câmara de ionização.
- **Uso**: Verificações de constância de uma extensa gama de parâmetros do sistema; consulte o *Manual do TQA* para mais detalhes.
- **Compatibilidade do equipamento**: Alguns módulos requerem equipamentos do pacote de QA Padrão do Sistema, Eletrômetro *Tomo* e TEMS.
- **Frequência de uso**:

Comissionamento	Diário/ Semanal	Mensalmente	Trimestral	Anual	QA do Paciente
X	X	X	X	X	N/D

O penetrômetro vem com o Pacote *TQA* Advanced (TQA Avançado). O penetrômetro tem 270 mm de comprimento, 97,5 mm de altura e 69,7 mm de largura. Cada degrau tem 19,5 mm de altura.

Penetrômetro de alumínio *TQA*

Requisitos de equipamentos adicionais

A Accuray Incorporated não fornece o item a seguir, o qual será necessário para QA:

- Computador com Microsoft® Excel®

IMPORTANTE: As planilhas de dados de referência fornecidas pelo Atendimento ao Cliente da Accuray foram escritas no *Excel*. Não é recomendável usar outro software para abrir essas planilhas devido aos cálculos incorporados.

- Computador para executar o software RITg148+. Para obter os requisitos mínimos do sistema, consulte http://radimage.com/support/minimum-requirements-for-rit-software.

IMPORTANTE: Não instale o RIT ou outro software de terceiros nos computadores com produtos da Accuray. Um software não aprovado pode interferir no software Accuray.

- O computador para executar o software TEMS (pode ser o mesmo computador que o software RIT). Para uma operação bem-sucedida do aplicativo TEMS, consulte os requisitos mínimos do sistema listados no *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria).
- Nível digital, com aproximadamente 530 mm de comprimento. Isso será usado para a verificação mensal do nivelamento da mesa de tratamento e para a verificação anual dos lasers de sala.
- Barômetro

IMPORTANTE: Não use pressão que tenha sido corrigida no nível do mar.

- Termômetro manual
- Filme (consulte “Análise do filme” (página 567) para obter as especificações do filme)
- Ferramentas de QA específicas do paciente

  Se você realizar a QA do paciente com câmaras de ionização e filme no objeto simulador do *Tomo*, você precisará de uma solução de análise de QA do filme, como o software RIT Complete mencionado anteriormente.

  Algumas unidades optam por comprar um dispositivo de matriz para a QA específica do paciente. O software do Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® pode calcular a distribuição de dose em qualquer objeto simulador para o qual está disponível uma imagem de CT. Escolha um dispositivo que possa ser usado para a QA da aplicação de tratamento rotacional. A Accuray Incorporated reconhece o benefício de dispositivos de matriz de terceiros, mas não fornece treinamento ou suporte para dispositivos de terceiros.

DICA: Antes de comprar um dispositivo de matriz, converse com outros usuários sobre a experiência deles com o dispositivo e com a transferência de dados entre os sistemas da Accuray e o software do dispositivo de matriz.

OBSERVAÇÃO: Os dispositivos de matriz são uma ferramenta adequada para a QA do paciente, mas normalmente não têm a resolução submilimétrica necessária para a QA de alinhamento e as medições do perfil do feixe. O filme é necessário para alguns testes de QA da máquina. O filme GAF (EBT ou EBT2) é apropriado.

QA do equipamento para a opção Synchrony®

A lista a seguir de ferramentas de QA está disponível para compra na Accuray Incorporated e pode ser usada para garantir a qualidade da opção *Synchrony*. Essa lista não mostra todas as opções de QA e não leva em conta equipamentos que eventualmente já existem no local. O físico do local pode optar por escolher equipamentos alternativos que atendam a propósitos semelhantes.

- Plugues da câmara de ionização (também conhecidos como “pingentes de gelo azuis” ou “palitos de canela vermelhos”) com marcadores fiduciais implantados compatíveis com o objeto simulador do *Tomo* (um conjunto incluído na opção *Synchrony*)
- Modelo de plataforma dinâmica Computerized Imaging Reference Systems (CIRS) Incorporated 008PL

- RaySafe™ Solo RAD para medir a dose de kVp e kV
- Accuray Ball Cube II (requer o ScandiDos Delta^4 Phantom+ com a plataforma HexaMotion, adquirida separadamente).

IMPORTANTE: O Ball Cube II com a plataforma ScandiDos Delta^4 e HexaMotion é uma solução em seis dimensões (6D) com rastreamentos de movimento personalizáveis. Serão necessárias modificações do objeto simulador para acomodar o ball cube no rastreamento. A solução ScandiDos é mais cara que a solução *CIRS*, mas mais abrangente.

A plataforma *CIRS* permite a simulação de rastreamentos de movimento de dimensão simples (1D) personalizáveis. Para simular o movimento em duas dimensões (IEC X e IEC Y), basta configurar a plataforma com uma rotação ao redor do eixo z para que seu eixo de movimento não fique alinhado com o eixo IEC Y. O movimento em duas dimensões permite que o teste das garras e do colimador multilâminas seja sincronizado com o movimento de alvo observado ou previsto.

O objeto simulador do *Tomo* pode ser colocado na plataforma *CIRS* e alinhado com os lasers. Um conjunto de plugues da câmara de ionização com marcadores fiduciais dourados implantados está incluído no recurso *Synchrony* e pode ser usado para rastreamento. Câmaras de ionização e/ou filmes podem ser usados para verificar a aplicação da dose. A imagem de planejamento do objeto simulador deve incluir a plataforma de movimento.

OBSERVAÇÃO: Consulte o *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para obter descrições dos acessórios fornecidos com o Synchrony® Respiratory Modeling™.

Testes de alinhamento

Introdução aos testes de alinhamento 126
Língua e ranhura do MLC (MLC TG) 128
Deslocamento da garra 133
Planaridade do feixe 143
Alinhamento do laser estacionário. 148
Testes de alinhamento do laser móvel 171
Testes de alinhamento da mesa 174
Centro de rotação (COR) do MLC 184
Configuração do centro do campo versus garra 189

Introdução aos testes de alinhamento

- Resumo dos testes de alinhamento 126
- Arquivos XML para testes de alinhamento do filme. 127

Resumo dos testes de alinhamento

Este capítulo apresenta os testes de alinhamento do feixe do sistema de tratamento. Esses testes, mostrados na tabela abaixo, também são descritos em TG-148, seção V.B.1.

Testes de alinhamento	Finalidade do teste
Língua e ranhura do MLC	LINAC alinhado em IEC X com MLC
Deslocamento da garra	LINAC alinhado em IEC Y com garras
Planaridade do feixe	Feixe apontado para o plano de rotação do gantry
Alinhamento do laser estacionário	Lasers verdes alinhados com a linha do feixe e a gravidade
Alinhamento do laser móvel	Lasers vermelhos alinhados com lasers verdes na posição “inicial”
Alinhamento da mesa	O movimento da mesa está alinhado com os lasers verdes e consistente com a exibição digital e o nível e a inclinação estão dentro das tolerâncias
Centro de rotação (COR) do MLC	O MLC deixa uniformemente dividido ao redor do centro de rotação do gantry
Configuração do centro do campo versus garra	Os centros para diferentes tamanhos de campo são consistentes em IEC Y

IMPORTANTE: Antes de executar as tarefas de QA, aqueça o sistema e realize um airscan conforme descrito em “Inicialização do sistema” (página 80) para ajudar a atingir um feixe estável e uma qualidade de imagem ideal.

Arquivos XML para testes de alinhamento do filme

Os seguintes arquivos **.xml** estão disponíveis no Atendimento ao Cliente da Accuray para os testes de alinhamento do filme:

- **GAF TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment.xml**
- **TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment.xml**

Para vários testes, as versões GAF (EBT) dos procedimentos usam tempos mais longos de feixe ligado, uma vez que o filme EBT é menos sensível do que o EDR.

Os arquivos **.xml** de “multifragmentos” aproveitam um recurso que permite combinar campos de gantry em diferentes ângulos ou posições de garra em um único procedimento QA-MACH.

Os seguintes procedimentos estão incluídos dentro de cada arquivo **.xml**:

- Planaridade do feixe
- Laser suspenso
- Centro de rotação do MLC
- Configuração do centro do campo versus garra
- Translação da mesa
- Disparo em estrela estático
- Disparo em estrela helicoidal

Além do arquivo **.xml** de QA do alinhamento do filme, o qual inclui vários testes em um arquivo **.xml**, a Accuray Incorporated fornece arquivos **.xml** individuais para vários testes que não de filme; consulte as instruções individuais de teste nas páginas a seguir.

Língua e ranhura do MLC (MLC TG)

- Visão geral do teste de língua e ranhura do MLC (MLC TG). 128
- Teoria do teste de língua e ranhura do MLC (MLC TG). 129
- Descrição XML 131
- Configurar e aplicar o teste. 132
- Analisar o resultado 132
- O que fazer se o teste falhar. 132

Visão geral do teste de língua e ranhura do MLC (MLC TG)

Referência TG-148:	*Alinhamento x da fonte* (V.B.1.b)
Outros nomes para este teste:	Alinhamento transversal do LINAC
Finalidade:	Verificar se a fonte de radiação está centralizada lateralmente sobre o MLC.
Método:	Calcule o perfil TG com base nos dados do detector de bordo de CT para três configurações diferentes do MLC. A simetria do perfil TG é empiricamente correlacionada com a posição lateral da fonte.
Especificação da Accuray:	Porcentagem de TG do MLC fora de foco ≤2,0% (indica que a fonte de radiação está centralizada lateralmente no MLC em ±0,34 mm).
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	Software *TQA*

Teoria do teste de língua e ranhura do MLC (MLC TG)

O alinhamento do LINAC com o MLC é mais facilmente testado com o uso da matriz de detectores de bordo de CT. Os dados do detector são medidos para três configurações diferentes de MLC e plotados como uma função do canal do detector *i*. As três configurações de MLC incluem: todas as lâminas abertas (ar[i]), lâminas pares abertas e lâminas ímpares abertas (*pares[i] e ímpares[i]*).

Exemplo de ar[i]

Exemplo de par[i] e ímpar[i].

O perfil de Língua e Ranhura é determinado como:

TG[i] = (ímpar[i] + par[i])/ar[i]

A imagem abaixo mostra um exemplo do perfil de Língua e Ranhura. Se a fonte estiver devidamente centralizada sobre o MLC, o perfil de Tongue and Groove terá uma forma simétrica. A simetria do perfil de Tongue and Groove é representada por um parâmetro chamado *Porcentagem fora de foco*. A derivação da *Porcentagem fora de foco* é fornecida no apêndice do *Manual do TQA*.

A *Porcentagem fora de foco* foi empiricamente relacionada à posição da fonte lateral como:

Deslocamento da fonte em mm ≈ 0,17 x Porcentagem fora de foco.

Assim, se a magnitude da *Porcentagem fora de foco* for 2% ou menos, a posição lateral da fonte será centralizada sobre o MLC em ±0,34 mm.

As medições podem ser realizadas com um gantry estático ou giratório. Realizar o procedimento com um gantry giratório permite uma verificação adicional da estabilidade das posições relativas da fonte e do MLC em diferentes ângulos do gantry.

OBSERVAÇÃO: Os procedimentos de QA da máquina com um gantry giratório ou estacionário podem ser aplicados em qualquer sistema, independentemente da modalidade de tratamento licenciada. Apenas os sistemas de tratamento licenciados da Accuray para tratamentos *TomoHelical* podem otimizar, calcular e aplicar planos para pacientes do *TomoHelical*. Apenas os sistemas de tratamento licenciados da Accuray para tratamentos *TomoDirect* podem otimizar, calcular e aplicar planos para pacientes do *TomoDirect*.

Se for necessário um ajuste, o representante de serviços da Accuray usará a placa de ajuste fina LINAC para mover a fonte em relação ao MLC. (O MLC é aparafusado ao gantry e sua posição não é ajustável.)

Exemplo de TG[i].

Descrição XML

Língua e ranhura do MLC (MLC TG): Versão estática	
Onde obter o .xml:	Este **.xml** pode ser baixado do módulo **LINAC Transverse Alignment** (Alinhamento transversal do LINAC) do software *TQA*.
Nome do paciente	**zzzzzzz Alinhamento transversal do LINAC de TQA (MLC TG)**
Descrição do procedimento	Translação de STATIC_0deg_35s_J7mm_0 cm
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento	Nenhum
Gantry	Fixo em 0°
Garras	J07 (tamanho do campo nominal de 1 cm)
MLC	• Primeiros 25 s: todas as lâminas abertas • 5 s subsequentes: lâminas ímpares abertas • 5 s subsequentes: lâminas pares abertas
Tempo de ativação do feixe	35 s

Língua e ranhura do MLC (MLC TG): Versão giratória	
Onde obter o .xml:	Este **.xml** pode ser baixado do módulo **LINAC Transverse Alignment** (Alinhamento transversal do LINAC) do software *TQA*.
Nome do paciente	**zzzzzzz Alinhamento transversal do LINAC de TQA (MLC TG)**
Descrição do procedimento	ROTACIONAL MLC TG J7 mm rotações de 10 20 segundos
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento	Nenhum
Gantry	10 rotações a 20 s/rotação

Língua e ranhura do MLC (MLC TG): Versão giratória	
Garras	J07 (tamanho do campo nominal de 1 cm)
MLC	• Primeiras 4 rotações: todas as lâminas abertas • 3 rotações subsequentes: lâminas ímpares abertas • 3 rotações subsequentes: lâminas pares abertas
Tempo de ativação do feixe	200 s

Configurar e aplicar o teste

Siga as instruções do *Manual do TQA* para executar o teste de **LINAC Transverse Alignment** (Alinhamento transversal do LINAC).

OBSERVAÇÃO: O módulo **LINAC Transverse Alignment** (Alinhamento transversal do LINAC) deve ser executado sem nenhuma mesa ou objeto no furo. O *TQA* analisa automaticamente os dados do detector e gera um relatório.

Analisar o resultado

Consulte o relatório no *TQA* e verifique se o **IECx LINAC Shift** (Deslocamento do LINAC em IECx) está dentro de ±0,34 mm. Se estiver usando o procedimento com um gantry giratório, verifique também se a faixa (Variação percentual de TG) exibida na guia **Misc** (Miscelânea) não inclui valores maiores que 2,0.

O que fazer se o teste falhar

Entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para ajustar a posição do LINAC e repita o teste.

Deslocamento da garra

- Visão geral do teste de deslocamento de garra 133
- Teoria do teste de deslocamento da garra 134
- Métodos alternativos para realizar este teste 136
- Descrição XML 137
- Configurar e aplicar o teste 139
- Analisar o resultado 140
- O que fazer se o teste falhar 142

Visão geral do teste de deslocamento de garra

Referência TG-148:	*Centralização da garra y* (seção V.B.1.a)
Outros nomes para este teste:	Alinhamento longitudinal do LINAC
Finalidade:	Verificar se a fonte de radiação está centralizada longitudinalmente sobre as garras.
Método:	Irradiar uma câmara longa (com uma resposta de sinal constante ao longo do seu comprimento) com várias configurações de garra assimétrica. Use um ajuste de curva para determinar as configurações de garra que produzem o sinal máximo e use a geometria para determinar o deslocamento da fonte.
Especificação da Accuray:	Para sistemas com garras dinâmicas, a fonte deve ser centralizada sobre as garras em IEC Y em ±0,2 mm. Para sistemas sem garras dinâmicas, a fonte deve ser centralizada sobre as garras em IEC Y em ±0,3 mm.
Amostra da imagem do resultado:	

Equipamento necessário:	• Câmara de ionização A17 • Eletrômetro *Tomo* • *Microsoft Excel* ou software TQA • Software TEMS (opcional para uso com TQA e garras dinâmicas)

Teoria do teste de deslocamento da garra

Para garantir uma saída ideal e a simetria da penumbra, a fonte de radiação deve ser centralizada sobre as garras na direção longitudinal.

Este teste é realizado irradiando uma câmara de ionização longa (com uma resposta de sinal relativamente constante ao longo do seu comprimento) com várias configurações de garra assimétrica, usando uma abertura estreita de garra. Se a fonte estiver devidamente centralizada sobre as garras, o sinal mais alto será medido quando as garras estiverem centralizadas sobre o isocentro.

A figura abaixo demonstra o conceito e a amostra de resultados mostra a resposta de uma câmara de ionização A17 obtidos por irradiação através das garras (configurada para uma largura de J02 em números da garra), centralizada em -24, -20, -15, -10, -5, 0, 5, 10, 15, 20 e 24 mm. Essas posições estão em números da garra, os quais são considerados suficientemente semelhantes às posições reais da garra projetadas para o isocentro para os fins deste teste (consulte “Números de garras” (página 15) para uma discussão dos números da garra).

A localização do máximo do perfil de deslocamento da garra na amostra de resultados pode ser determinada ajustando uma quadrática à curva ($f(y) = ay^2+por+c$), ajustando a derivada para zero ($\frac{df}{dy} = 2ay + b = 0$) e resolvendo para y, dando $y_{isocenter} = -\frac{b}{2a}$.

$y_{isocentro}$ é uma estimativa da posição da garra projetada para o isocentro que der o sinal máximo na câmara de ionização. O deslocamento real na posição da fonte é muito menor que $y_{isocentro}$. As garras se movem em um arco circular focado a 43,5 mm acima da fonte. Historicamente, essa distância foi aproximada como 5 cm. Utilizando esta distância com uma distância da fonte ao isocentro de 85 cm, o deslocamento da fonte será aproximado usando triângulos semelhantes:

$$Source\ \ Offset(IEC\ \ Y, mm) = y_{isocenter} \times \left(\frac{5}{5+85}\right) = \frac{y_{isocenter}}{18}$$

Essa equação é aproximada, uma vez que a distância real do foco da garra é de 43,5 mm e o valor de $y_{isocentro}$ é informado em números da garra, e não em milímetros. A tolerância para o deslocamento da fonte, calculada por essa equação aproximada, foi testada para verificar se resulta em perfis de feixe que coincidam de maneira aceitável com os dados do modelo.

Conceito de deslocamento da garra

A seguinte lista descreve a figura do conceito de deslocamento da garra. Uma visão lateral do gantry ilustra o teste de deslocamento da garra. A fonte é ilustrada pelo ponto vermelho na parte superior de cada diagrama. O quadrado superior (1) indica o colimador primário e o quadrado inferior (2) indica as garras.

- À esquerda: A fonte está centralizada na direção Y sobre as garras. Se você tivesse medido o perfil longitudinal no isocentro, ele teria uma forma simétrica.
- No centro: A fonte não está devidamente centralizada sobre as garras. Se você tivesse medido o perfil longitudinal no isocentro, ele teria uma forma assimétrica.
- À direita: Uma série de procedimentos é executada com as aberturas de fenda estreitas de garra centralizadas em diferentes locais de IEC Y. A carga é medida com uma câmara de ionização A17.

Calculated Source Position (mm)	**0.0957172**
Calculated Jaw Shift Position (mm)	**1.722910217**

Data	
Shift (mm)	Average Reading (nC)
-24	5.830
-20	7.180
-15	8.630
-10	9.820
-5	10.640
0	11.060
5	10.990
10	10.440
15	9.480
20	8.210
24	6.53

Dados de amostra para o teste de deslocamento da garra. *O físico executa uma série de procedimentos com posições de garra conhecidas (valores de "deslocamento"). As medições da câmara de ionização são registradas na caixa vermelha. Essas medições são representadas como uma função da posição da garra. A planilha coincide com os dados de uma curva e informa a "posição calculada da garra" e a "posição calculada da fonte" na caixa amarela.*

Métodos alternativos para realizar este teste

O teste de deslocamento da garra pode ser realizado com ou sem TQA:

- Sem *TQA*: Insira manualmente as leituras de carga para uma série de procedimentos com diferentes posições da garra em uma planilha do *Microsoft Excel* fornecida pela Accuray Incorporated. A planilha informa a **posição calculada da fonte.**
- Dois módulos do *TQA* podem ser usados para determinar o resultado do deslocamento da garra:

Módulo	Descrição
Varredura da garra – garras dinâmicas	Esse módulo coleta todos os dados em um único procedimento. Requer garras dinâmicas e acesso ao software TEMS para representar os dados do Eletrômetro *Tomo*. Carregue o arquivo.csv no *TQA* para determinar a **Posição da fonte IECy**.
Alinhamento longitudinal do LINAC	Insira manualmente as leituras de carga para uma série de procedimentos com diferentes posições de garra no arquivo **.csv**. Carregue o arquivo **.csv** no *TQA* para determinar o **Deslocamento do LINAC em IECy.**

OBSERVAÇÃO: Posição calculada da fonte, Deslocamento do LINAC em IECy e Posição da fonte em IECy são três nomes diferentes para o mesmo parâmetro. Eles devem estar em ±0,3 mm para um sistema que não possui garras dinâmicas, ou em ±0,2 mm para um sistema com garras dinâmicas.

Descrição XML

Deslocamento da garra: Versão de entrada de dados manual	
Onde obter o .xml:	O arquivo **.xml** de Deslocamento da garra pode ser solicitado no Atendimento ao Cliente da Accuray. **Jaw Shift.xml** pode ser usado alternadamente com o **zzzzz_TQA_Jaw_Shift.xml**. É possível baixar o **zzzzz_TQA_Jaw_Shift.xml** do módulo **LINAC Longitudinal Alignment** (Alinhamento longitudinal do LINAC) do software *TQA*.
Nome do paciente:	Deslocamento da garra ZZZ ou **zzzzz TQA LINAC Longitudinal Alignment (Jaw Shift)** (Alinhamento longitudinal do LINAC do zzzzz TQA (Deslocamento da garra))
Descrições do procedimento:	• Translação de Static_0deg_30s_0 mm shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_+5 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_+10 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_+15 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_+20 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_+24 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_-5 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_-10 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_-15 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_-20 mm IECY shift_0 cm • Translação de Static_0deg_30s_-24 mm IECY shift_0 cm
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	0° Estático
Garras:	Abertura estreita de J02 nos números da garra, centralizada na posição de deslocamento nos números da garra listados na descrição do procedimento

Deslocamento da garra: Versão de entrada de dados manual	
MLC:	Todas as lâminas abertas
Tempo de ativação do feixe:	30 segundos em cada posição da garra

Deslocamento da garra: Garras dinâmicas do TQA	
Onde obter o .xml:	Este arquivo **.xml** pode ser baixado no módulo **Jaw Sweep – Dynamic Jaws** (Varredura da garra – garras dinâmicas) do software *TQA*.
Nome do paciente:	**zzzzz TQA Jaw Sweep Dynamic Jaws (Garras dinâmicas de varredura da garra do zzzzz TQA)**
Descrição do procedimento:	QA da garra
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	700 mm
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	0° Estático
Garras:	As garras se movem de forma dinâmica para realizar vários testes diferentes. Consulte o *Manual* do *TQA* para mais detalhes. Durante a parte do procedimento usado para determinar a posição da fonte em IECy, as garras são abertas em uma largura estreita de J02 em números da garra, centralizadas em uma série de posições: [24, 20, 15, 10, 5, 0, -5, -10, -15, -20, -24] mm em números da garra.
MLC:	Todas as lâminas abertas
Tempo de ativação do feixe:	600 s

Configurar e aplicar o teste

Instruções para executar o teste de deslocamento da garra em *TQA* (usando o módulo **LINAC Longitudinal Alignment** (Alinhamento longitudinal do LINAC) ou o módulo **Jaw Sweep – Dynamic Jaws** (Varredura da garra – garras dinâmicas)) podem ser encontradas no *Manual do TQA*. Esta seção fornece instruções para a execução do teste de deslocamento da garra sem *TQA*.

Configurar o teste de deslocamento da garra

1. Instale um eletrômetro do lado de fora da sala de tratamento. Consulte “Posicionar o eletrômetro Tomo” (página 95).
2. Coloque a câmara A17 em sua cápsula de acúmulo, juntamente com a base de espuma da caixa, na mesa. O eixo longo da câmara deve estar paralelo ao eixo Y e o cabo da câmara deve estar voltado para o lado oposto do gantry. Se a câmara de ionização não estiver completamente inserida na cápsula de acúmulo, isso pode causar um desalinhamento de configuração.
3. Ligue a câmara de ionização ao eletrômetro usando o cabo triaxial. Fixe o cabo com a fita sobre o tampo da mesa.
4. Ajuste a altura da mesa de modo que a câmara esteja centralizada no laser de furo verde. Ajuste a posição X e Y da câmara de modo que ela esteja centralizada no laser suspenso verde no isocentro virtual.
5. Mova a mesa 700 mm para dentro do furo e corrija para obter uma inclinação da mesa. Consulte a imagem a seguir para referência. Após concluir a configuração, deixe a câmara dentro do furo.

Vista por trás do gantry da câmara A17 em sua base de espuma, centralizada nos lasers de furo verde.

Aplicar o teste de deslocamento da garra

1. Carregue o arquivo **.xml** (**Jaw Shift.xml** ou **zzzzz_TQA_Jaw_Shift**) no Console de aplicação de tratamento.
2. Abra o paciente por meio da tarefa QA da máquina no Console de aplicação de tratamento.
3. Vá até a guia **Run** (Executar).
4. Selecione o procedimento com um deslocamento da garra de 0 mm.
5. Prepare o eletrômetro para começar a coleta de carga.
6. Aplique o procedimento. A mesa não se moverá quando **Ready** (Pronto) for pressionado.
7. Registre a carga na planilha do *Excel* conforme descrito na próxima seção.
8. Repita as etapas 3-7 para as posições de deslocamento de garra de ±5 mm, ±10 mm, ±15 mm, ±20 mm e ±24 mm.

Analisar o resultado

Caso esteja usando o módulo **LINAC longitudinal alignment** (Alinhamento longitudinal do LINAC) *TQA*, siga as instruções do *Manual do TQA* para carregar seu arquivo **.csv** e, em seguida, marque o **Deslocamento LINAC em IECy** no relatório do *TQA*.

Caso esteja usando o Módulo **Jaw Sweep – Dynamic Jaws** (Varredura da garra – garras dinâmicas) *TQA*, siga as instruções do *Manual do TQA* para carregar seu arquivo **.csv** e, em seguida, verifique a **Posição da Fonte em IECy** no relatório do *TQA*.

Caso não esteja usando o *TQA* para este teste:

1. Obtenha uma cópia da planilha do *Microsoft Excel* de deslocamento da garra. Essa planilha pode ser encontrada com os dados fornecidos pela Accuray Incorporated no momento do ATP, ou você pode solicitar uma cópia ao Atendimento ao Cliente da Accuray.
2. Abra a planilha **Site** (Local) e remova todos os dados existentes. Insira o **Gantry Serial Number** (Número de série do gantry), a **Date** (Data) e o **Physicist Name** (Nome do físico).
3. Para cada posição do deslocamento da garra, insira o valor absoluto da carga do eletrômetro (nC) conforme mostrado na Etiqueta 1 da figura a seguir.

OBSERVAÇÃO: Como o teste envolve uma comparação relativa das leituras, não serão necessárias correções de temperatura/pressão e fatores de calibração se todos os dados tiverem sido adquiridos na mesma sessão.

DICA: Não é provável que a normalização para as Unidades de monitoramento exibidas seja necessária para um sistema com sistema de controle de dose. Se desejar, você tem a opção de gravar as Unidades de monitoramento (MU) exibidas para cada execução em uma coluna adjacente, caso considere necessário avaliar a flutuação da saída de execução em execução.

4. A planilha calcula a **posição de deslocamento da garra** de leitura máxima. Essas posições se localizam ao longo do eixo de rotação do gantry; há um fator de ampliação de 18 em comparação com a posição da fonte. Consulte a Etiqueta 2 na figura a seguir.

   A planilha calcula a **posição da fonte** dividindo por 18; consulte a Etiqueta 3 na figura a seguir. Verifique se a **Calculated Source Position** (Posição calculada da fonte) está em ±0,3 mm para um sistema sem garras dinâmicas, ou em ±0,2 mm para um sistema com garras dinâmicas.

5. Na planilha, verifique os gráficos para garantir que o formato da curva seja razoavelmente regular.

DICA: Todas as posições disponíveis de deslocamento de garra devem ser medidas para que você possa verificar se a curva é regular.

C	D
JAW/SOURCE ALIGNMENT - SITE DATA	
Site:	**T 3 Customer Training Bunker**
Date:	6/8/2011
Physicists:	SM, RC
Notes:	
Temperature	23.6
Pressure	727.71
SAD	85
Build up (cm)	1.0
Phantom	cylindical black plastic cap
rce-to-isocenter distance	850
t-point-to-isocenter distance	900
width (mm)	2
Ion Chamber Used	A17
Electrometer Used	Tomo
ime for rad (sec)	20
Calculated Source Position (mm)	-0.0898792
Calculated Jaw Shift Position (mm)	-1.617824773

Data

Shift (mm)	Average Reading (nC)
-24	6.890
-20	8.340
-15	9.710
-10	10.750
-5	11.300
0	11.400
5	10.990
10	10.140
15	8.860
20	7.320
24	5.9

Planilha do *Excel* de amostra do deslocamento da garra fornecida pela Accuray Incorporated

O que fazer se o teste falhar

Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para ajustar o LINAC e então repita o teste.

Planaridade do feixe

- Visão geral da planaridade do feixe 143
- Teoria do teste de planaridade do feixe 144
- Descrição XML 145
- Configurar e aplicar o teste. 145
- Analisar o resultado 146
- O que fazer se o teste falhar. 147

Visão geral da planaridade do feixe

Referência TG-148:	Divergência na garra y/centralização do feixe (seção V.B.1.c) e alinhamento do plano de rotação do gantry/garra y (seção V.B.1.d)
Outros nomes para este teste:	Eixo Central/divergência no eixo y (CAX-Y)
Finalidade:	Verificar se o feixe está no plano de rotação do gantry e paralelo a ele.
Método:	Exponha um filme para um feixe de fenda a partir de ângulos de gantry de 0° e 180°. Verifique se as exposições estão mutuamente paralelas e centralizadas.
Especificação da Accuray:	Deslocamento da garra em ±0,5 mm e |ângulo de torção na garra| <0,5°
Amostra da imagem do resultado:	

Equipamento necessário:	• Dois (2) blocos de 2 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 2 cm) • 1 filme EDR ou EBT (tamanho mínimo recomendado de 20 cm x 25 cm) • Pino para marcar o filme EDR ou marcador permanente de ponto médio para o filme EBT • Software de análise (RITg148+), scanner de filme, computador

Teoria do teste de planaridade do feixe

Um filme verticalmente deslocado do isocentro é exposto a um feixe de fenda a partir de ângulos do gantry de 0° e 180°, com as lâminas de 1-32 abertas. As duas exposições estarão mutuamente paralelas e centralizadas se o feixe estiver apontado no plano de rotação do gantry. O deslocamento do feixe no isocentro, y_{iso}, também é conhecido como deslocamento da garra e é determinado como:

$$y_{iso} = \frac{85}{2d} y_{film}$$

onde y_{filme} é a distância entre as exposições no filme, e d é a distância do filme abaixo do isocentro. O deslocamento vertical do filme a partir do isocentro permite a detecção do deslocamento da garra. Se o filme estivesse localizado no isocentro, as exposições compartilhariam o mesmo centro, mesmo que o feixe divergisse do plano de rotação do gantry. A torção na garra é determinada como sendo a metade do ângulo entre as exposições.

A seguinte imagem representa a teoria do teste de planaridade do feixe. Uma vista lateral do gantry é mostrada. O filme é intercalado entre dois blocos de *Virtual Water*, a uma distância *d* abaixo do isocentro. À esquerda, o feixe está devidamente alinhado com o plano de rotação do gantry. À direita, o feixe diverge do plano de rotação do gantry e a região azul no filme representa o y_{filme}.

Teoria da planaridade do feixe

Descrição XML

Teste da planaridade do feixe	
Onde obter o .xml:	Este procedimento faz parte do pacote de **.xml** “TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” ou “GAF_TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment”. Consulte “Arquivos XML para testes de alinhamento do filme” (página 127).
Nome de QA por máquina:	**ZZZ TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment (Testes de alinhamento do filme ZZZ TG148 – MultiFragmentos)** **Testes de alinhamento do filme ZZZ GAF TG148 – MultiFragmentos**
Descrição do procedimento:	*Planaridade do feixe*
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático 0° e estático 180°
Garras:	J07 (tamanho do campo nominal de 1 cm)
MLC:	As lâminas 1-32 estão abertas
Tempo de ativação do feixe:	• No ângulo de gantry 0°, o feixe fica ativado por 45 s para o filme EDR ou 70 s para o filme EBT. • No ângulo de gantry 180°, o feixe fica ativado por 15 s para o filme EDR ou 40 s para o filme EBT.

Configurar e aplicar o teste

1. Posicione um bloco de 20 mm de *Virtual Water* no topo da mesa, para que fique centralizado no laser suspenso (no isocentro virtual).
2. Ajuste a altura da mesa de modo que o laser de furo verde percorra a superfície do *Virtual Water*.
3. Mova a mesa 700 mm na direção +IEC Y para dentro do furo e determine a inclinação da mesa. A superfície do *Virtual Water* deve estar na altura do isocentro.
4. Use a função **Step Move** (Movimento do degrau) para baixar a mesa na direção IEC Z em aproximadamente 230 mm.

OBSERVAÇÃO: A altura mínima da mesa no furo é configurada pelo seu instalador para evitar uma colisão da mesa com o furo. Caso não seja possível chegar em 230 mm, podem ser usados 220 mm.

5. Com a mesa ainda no furo, use uma régua para verificar a distância da superfície do *Virtual Water* ao laser de furo. Registre esse valor, pois será necessário para a análise.
6. Retire a mesa do furo de volta para o isocentro virtual, centralizando o bloco de *Virtual Water* sob o laser suspenso no eixo Y.
7. Coloque um pedaço de filme sobre o *Virtual Water*. Opcionalmente, gire o filme para permitir um comprimento máximo de exposição na direção transversal, como na figura a seguir.

Preparação para o teste de planaridade do feixe. Filme no plano coronal, girado para capturar o máximo comprimento de exposição possível.

8. Marque um ponto no canto do filme mais próximo da direção +IEC X e +IEC Y, aproximadamente a 1 cm da borda do filme. Não faça outras marcas no filme.
9. Coloque outro bloco de 20 mm de *Virtual Water* sobre o filme. (Agora, o filme está entre os blocos de 20 mm de *Virtual Water*.)
10. Coloque a mesa no furo exatamente 700 mm.
11. Execute o procedimento. O procedimento aplica os feixes de 0° e 180° na sequência automática.

Analisar o resultado

O filme de planaridade do feixe pode ser analisado usando o software RITg148+. Consulte o manual do RITg148+ para obter instruções.

IMPORTANTE: Para uma análise bem sucedida no software RITg148+:

1. Nunca use a ferramenta de ROI para cortar parte do feixe. É necessário todo o feixe, bem como algum espaço vazio ao seu redor, para um alinhamento preciso do filme.
2. Digite a “Distância da configuração do filme (cm) ao Isocentro (IEC Z)”. Esse valor é usado no cálculo do deslocamento da garra e afeta os resultados.
3. A sinalização do deslocamento da garra determina a direção necessária do ajuste se o teste falhar. Antes de aceitar os resultados, verifique a janela Aligned Image (Imagem alinhada) para garantir que a exposição esteja na orientação horizontal, a marca de alinhamento esteja no canto superior direito e a exposição mais extensa esteja no lado esquerdo.
4. Antes de aceitar os resultados, verifique a janela Analyzed Image (Imagem analisada) para garantir que o software identifique adequadamente as regiões de análise:
   - As linhas tracejadas horizontais verdes marcam os centros de exposição.
   - Uma linha azul contínua marca a junção entre as duas exposições. (Não há problema se a junção não estiver centralizada à esquerda/direita na janela Analyzed Image (Imagem analisada.) No entanto, a junção deve estar visível e marcada corretamente pela linha azul contínua.)
   - As linhas azuis tracejadas ligavam as duas regiões de análise. Uma região de análise passa pela exposição mais extensa e a outra pela exposição mais restrita.

O que fazer se o teste falhar

Os ajustes para corrigir um deslocamento são frequentemente necessários após uma alteração no atuador da garra ou no alvo do LINAC. Entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para obter assistência. Para corrigir um deslocamento da garra, um representante de serviços ajusta a posição zero das garras no software. Um representante de serviços pode ajustar ou substituir garras para corrigir uma condição de torção.

IMPORTANTE: Depois de um representante de serviços ajustar a posição zero das garras, recomenda-se verificar as larguras de campo longitudinais. Consulte “Perfis longitudinais em Virtual Water” (página 393).

Alinhamento do laser estacionário

- Visão geral do alinhamento do laser estacionário 148
- Teoria dos testes de alinhamento do laser estacionário 151
- Descrições de XML 155
- Configurar e aplicar os testes 156
- Analisar os resultados 163
- O que fazer se o teste falhar 166

Visão geral do alinhamento do laser estacionário

Referência TG-148:	Laser verde axial e sagital/coronal (seção V.B.4.b)
Outros nomes para este conjunto de testes:	Alinhamento do laser suspenso e de furo
Finalidade:	Verificar se os lasers verdes estão devidamente inclinados/girados em relação à gravidade e ao plano do feixe, e que estejam marcando com precisão o isocentro virtual (-700 mm em Y do isocentro da máquina).
Métodos:	Etapa 1: Ajuste o laser suspenso. a. Use um nível para verificar se o laser suspenso aponta diretamente para baixo com a gravidade. b. Use um filme para verificar se o componente transversal do laser suspenso está paralelo ao plano do feixe e -700 mm em IEC Y a partir do plano do feixe.
	Etapa 2: Ajuste o laser de furo. a. Use um nível para verificar se o laser de furo está nivelado ao longo dos eixos X e Y. b. Incline o laser de furo de modo que seu componente sagital fique paralelo ao componente sagital do laser suspenso. c. Use uma imagem de MVCT para verificar se o laser de furo marca o isocentro de radiação (translade em X e Z).
	Etapa 3: Faça a translação do laser suspenso em X, de modo que o componente sagital se sobreponha ao componente sagital do laser de furo.

Especificações da Accuray:	Etapa 1: Laser suspenso. a. Divergência em X e Y do nível vertical <1 mm em um deslocamento vertical de 550 mm. b. O componente transversal do laser suspenso está a 700 mm ± 1 mm do centro do plano de radiação e paralelo a ele em 1 mm em um deslocamento vertical de 550 mm (0,1°).
	Etapa 2: Laser de furo. a. O laser de furo está nivelado em 1 mm em um deslocamento vertical de 550 mm em X e Y. b. O componente sagital do laser de furo está paralelo ao componente sagital do laser suspenso em 1 mm em um deslocamento vertical de 700 mm. c. O laser de furo passa 1 mm do isocentro nas direções X e Z.
	Etapa 3: O componente sagital do laser de furo se sobrepõe ao componente sagital do laser suspenso.

Amostra das imagens do resultado:

Equipamento necessário:	• Nível digital (com, aproximadamente, 55 cm de comprimento, calibrado de acordo com as instruções do fabricante) • Um bloco de 5 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 5 cm) • Dois blocos de 2 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 2 cm) • 1 filme EDR ou EBT (tamanho mínimo recomendado de 32 cm x 43 cm) • Pino para marcar o filme EDR ou marcador permanente de ponto médio para o filme EBT • Fita adesiva • Régua • Objeto simulador *Tomo* • Controle remoto do laser verde • Scanner de filme, computador, software de análise

Teoria dos testes de alinhamento do laser estacionário

OBSERVAÇÃO: O laser de furo e o laser suspenso projetam um retículo verde com dois componentes perpendiculares. Os componentes do laser são referidos pelos planos que definem. O laser suspenso projeta um retículo que define um plano transversal e um plano sagital. O laser de furo (laser do isocentro do gantry) projeta um retículo que define um plano coronal e um plano sagital. Consulte “Eixos, planos e lasers” no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento).

Um alinhamento preciso do laser é importante tanto para a configuração de QA quanto para os tratamentos do paciente. O TG-148 recomenda manter o alinhamento do laser nos mesmos padrões que das outras unidades de imagem e tratamento usadas para oncologia de radiação.

Para evitar erros de teste e retrabalho, preste muita atenção à ordem dos testes e ajustes fornecidos na seção Métodos da visão geral do teste.

- Alinhe os lasers verdes antes de alinhar os lasers vermelhos.
- Alinhe o laser suspenso verde antes de alinhar o laser de furo verde. (Depois de alinhar o laser de furo, pode ser necessário transladar o laser suspenso em X.)
- Na maioria dos casos, o alinhamento rotacional é verificado antes do alinhamento translacional.

IMPORTANTE: Caso tenha ajustado acidentalmente algum parâmetro verificado em uma etapa anterior, será preciso começar novamente com os testes de alinhamento do laser.

Etapa 1a: Verifique se o laser suspenso aponta diretamente para baixo com a gravidade

O passo 1a pode ser realizado por mais de um método. A Accuray Incorporated sugere a criação de uma superfície vertical de referência paralela à gravidade e, em seguida, verificar a distância entre a superfície vertical e os lasers em uma distância de 550 mm em IEC Z.

Uma superfície vertical de referência pode ser obtida definindo um bloco de *Virtual Water* na extremidade da mesa de tratamento, conforme mostrado na imagem a seguir. Como a mesa pode não estar perfeitamente nivelada e o bloco pode não ser perfeitamente quadrado, use um nível digital calibrado para verificar o ângulo da superfície vertical e calce o bloco, se necessário.

Etapa 1a do alinhamento do laser estacionário. Uma superfície vertical de referência é criada perto do isocentro virtual, possibilitando a verificação da distância entre a superfície vertical e os lasers em uma faixa de posições Z.

Comece definindo a superfície do bloco a alguns milímetros do isocentro virtual na direção x, para verificar a rotação do laser suspenso ao redor do eixo X. Em seguida, gire o bloco 90 graus e coloque-o a poucos milímetros do isocentro virtual na direção X para verificar a rotação do laser suspenso ao redor do eixo y. Consulte a imagem a seguir para referência.

Diagrama da etapa 1a do alinhamento do laser estacionário, visto de cima da mesa. Imagem da esquerda: Coloque o bloco na extremidade, na posição indicada na mesa, para verificar a inclinação do laser ao redor do eixo X. Imagem da direita: Coloque o bloco na extremidade na posição indicada na mesa para verificar a inclinação do laser em relação ao eixo Y.

Etapa 1b: Verifique se o componente transversal do laser suspenso está paralelo ao plano do feixe e a -700 mm em Y do plano do feixe

Este é o único teste de alinhamento do laser que requer um filme. Com o filme na altura do isocentro, centralize o filme no isocentro virtual e marque o componente transversal do laser suspenso em ambos os lados do filme. A mesa se move 700 mm no furo e, depois, irradia um campo estreito a partir da posição 0° do gantry. Verifique se as marcas do laser no filme correspondem ao centro da exposição.

Este teste confirma a distância entre o isocentro virtual e o isocentro de radiação, bem como a rotação do laser suspenso ao redor do eixo z.

OBSERVAÇÃO: Os dois componentes do laser suspenso estão sempre perpendiculares uns aos outros (eles formam uma cruz). Se o componente transversal do laser suspenso estiver paralelo ao plano do feixe, o componente sagital do laser suspenso ficará perpendicular ao plano do feixe.

OBSERVAÇÃO: Opcionalmente, é possível marcar o componente sagital do laser suspenso no filme. No entanto, o filme do laser suspenso não é adequado para determinar a posição X do isocentro virtual. Isso ocorre porque todo o MLC pode ser deslocado até 1,5 mm na direção transversal (consulte “Centro de rotação (COR) do MLC” (página 184) para obter detalhes). A posição X dos lasers verdes será verificada na Etapa 2c com o uso de uma imagem de MVCT do objeto simulador *tomo*.

Etapa 2a: Verifique se o laser de furo está nivelado ao longo dos eixos X e Y

OBSERVAÇÃO: Os lasers da sala de tratamento devem ser ajustados de modo que fiquem nivelados com a gravidade.

Para verificar se o laser de furo está nivelado ao longo dos eixos X e Y, é possível utilizar uma superfície horizontal de referência ao longo dos eixos X e Y, respectivamente.

Uma superfície horizontal de referência pode ser obtida definindo um longo nível digital calibrado na mesa de tratamento, com a parte superior do nível de vários milímetros abaixo da altura do isocentro. Calce o nível até que registre 0°. Compare a distância entre o nível e o laser em ambas as extremidades do nível, em um intervalo de 550 mm em X e Y.

Etapa 2b: Incline o laser de furo para que o componente sagital fique paralelo ao componente sagital do laser suspenso

Tanto o laser suspenso como o laser de furo têm um componente sagital. A rotação do laser suspenso foi verificada na Etapa 1b. Agora, ajuste o laser de furo de modo que fique paralelo ao laser suspenso, com mais de 700 mm de distância em Y. É mais fácil ajustar o laser de furo de modo que ele se sobreponha ao laser suspenso por enquanto. (Nas Etapas 2c e 3, pode ser necessário transladar os lasers de furo e suspenso, em conjunto, na direção X.)

Etapa 2c: Verifique se o laser de furo marca o isocentro da radiação

Use uma imagem CTrue™ de um objeto simulador para verificar a translação em IEC X e Z do laser de furo. É possível utilizar o objeto simulador *Tomo* ou outro objeto simulador.

Configure o objeto simulador para que tenha um recurso distinto alinhado com os lasers (ou a uma distância conhecida dos lasers). Será preciso corrigir a inclinação da mesa. Escaneie o objeto simulador e verifique se esse recurso distinto aparece no centro da imagem *CTrue* (ou à distância conhecida esperada do centro).

Etapa 3: Faça a translação do laser suspenso em X, de modo que o componente sagital se sobreponha ao componente sagital do laser de furo.

O laser suspenso e o laser de furo têm um componente sagital comum. A translação em X do laser de furo foi verificada na etapa 2c. Agora, translade o laser suspenso em X para coincidir com o laser de furo.

DICA: Depois de completar o alinhamento do laser, considere marcar as posições do laser nas paredes e no chão. As marcas nas paredes e no chão não substituem a QA do laser, mas podem ser úteis para perceber uma mudança nas posições do laser.

Descrições de XML

Alinhamento do laser estacionário: Teste do filme do laser suspenso (Etapa 1b)	
Onde obter o .xml:	Este procedimento faz parte do pacote de **.xml** “TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” ou “GAF_TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment”. Consulte “Arquivos XML para testes de alinhamento do filme” (página 127).
Nome de QA por máquina:	• **Testes de alinhamento do filme ZZZ GAF TG148 – MultiFragmentos** • **ZZZ TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment (Testes de alinhamento do filme ZZZ TG148 – MultiFragmentos)**
Descrição do procedimento:	Laser suspenso
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	700 mm
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático a 0°
Garras:	J05 (menor que a largura de campo nominal de 1 cm)
MLC:	Todas as lâminas abertas
Tempo de ativação do feixe:	O feixe fica ligado por 30 s (incluindo 10 s de aquecimento) para filme EDR ou 60 s (incluindo 10 s de aquecimento) para o filme EBT.

- Para escanear um objeto simulador a partir do Console de aplicação de tratamento, você pode usar o fluxo de trabalho **Acquire Planning Image** (Adquirir imagem de planejamento), acessível no menu **Tools** (Ferramentas) ou escanear a partir de um plano existente. No presente contexto, é melhor escanear de um plano existente para que você possa acessar as ferramentas de registro de imagem. Qualquer

paciente ou procedimento pode ser usado para adquirir uma imagem do objeto simulador na guia **Scan** (Escanear).

A extensão Superior/Inferior da imagem de planejamento determina o comprimento de varredura disponível para a seleção de cortes na guia **Scan** (Escanear) (é possível escanear aproximadamente ±9 cortes além da imagem de planejamento).

- A resolução Y da imagem de planejamento do paciente afeta a exibição da imagem na guia **Register** (Registro) (a imagem MVCT é interpolada para cortar as posições da imagem do planejamento).

Alinhamento do laser estacionário: Varredura do objeto simulador *Tomo* (Etapa 2C)	
Onde obter o .xml:	O arquivo **TransversePlaneXZLaserLocalization.xml** pode ser solicitado no Atendimento ao Cliente da Accuray.
Nome de QA por máquina:	**ZZZ Transverse Plane (X-Z) Laser Localization (Localização do laser no plano transversal (X-Z) ZZZ)**
Descrição do procedimento:	Imagem *CTrue* (executada na guia **Scan** (Escanear) da tarefa **Machine QA** (QA da máquina))
Planejar conteúdo da imagem:	Retículo criado sinteticamente localizado no isocentro
Planejar dimensões da imagem:	256 x 256 x 10 voxels
Resolução da imagem do planejamento:	0,0705 cm x 0,0705 cm x 0,1905 cm

Configurar e aplicar os testes

Etapa 1a: Verifique se o laser suspenso aponta diretamente para baixo com a gravidade

1. Na mesa do paciente, coloque um bloco de 50 mm de *Virtual Water* verticalmente sobre a borda curta. Posicione o bloco alguns milímetros em Y a partir do isocentro virtual. Coloque um nível digital ao longo da

superfície -Y do bloco como mostrado. Aplique um calço no bloco para garantir que fique nivelado.

Superfície vertical de referência

IMPORTANTE: Use um nível calibrado. Um nível calibrado fornece um registro consistente quando o nível é girado 180° ao redor do seu eixo longo ou curto e colocado contra a mesma superfície.

IMPORTANTE: Não apoie a extremidade do nível na mesa, pois você está determinando se o bloco está nivelado.

2. Use uma régua para comparar a distância em Y entre o bloco e o laser suspenso perto da parte superior e inferior do bloco. Se as medições na parte superior e inferior do bloco diferirem em ≥1 mm, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166).

IMPORTANTE: O ângulo da régua afeta a medição. Segure a régua perpendicularmente ao bloco.

IMPORTANTE: Para uma sensibilidade ideal, as posições de medição devem abranger todo o comprimento do bloco de *Virtual Water* (550 mm).

3. Gire o bloco 90° e posicione-o alguns milímetros em X a partir do isocentro virtual (lado direito da figura Posições do bloco).

Posições do bloco

4. Coloque um nível digital ao longo da superfície -X do bloco. Aplique um calço no bloco para garantir que fique nivelado.
5. Use uma régua para comparar a distância em X entre o bloco e o laser suspenso perto da parte superior e inferior do bloco. Se as medições na parte superior e inferior do bloco diferirem em ≥1 mm, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166).

IMPORTANTE: Certifique-se de que este teste seja aprovado em ambas as orientações da figura Posições do bloco antes de prosseguir para a Etapa 1b.

Etapa 1b: Verifique se o componente transversal do laser suspenso está paralelo ao plano do feixe e a -700 mm em Y do plano do feixe

1. Com a mesa puxada para fora do furo, posicione o bloco de 20 mm de *Virtual Water* na mesa, no isocentro virtual, como mostrado na parte A da

imagem a seguir. O laser de furo verde deve percorrer a parte superior do bloco de *Virtual Water*.

Configuração do laser suspenso (A, C e D mostram a vista de cima da mesa). A Parte B mostra a vista do lado de trás do gantry através do furo. C e D mostram uma flecha no canto e "x" para marcas de laser, mas um pequeno ponto é suficiente.

2. Mova a mesa 700 mm para dentro do furo e determine a inclinação da mesa (parte B da imagem citada acima), para garantir uma SSD de 850 mm até o bloco de *Virtual Water*.
3. Retire a mesa do furo até que o bloco esteja centralizado sob o laser suspenso no isocentro virtual.
4. Coloque um filme de formato grande (≈ 320 × 430 mm) no bloco *Virtual Water* diagonalmente para que a largura máxima do feixe possa ser capturada (parte C da imagem citada acima). Use fita adesiva para proteger o filme no bloco.

DICA: Pode ser conveniente empurrar o bloco contra uma barra de indexação da mesa para ajudar a evitar que o bloco escorregue durante a configuração.

5. Marque o laser suspenso transversal em duas posições além das extremidades do campo de 400 mm usando dois pequenos pontos nos locais indicados pelo eixo X na Parte C da figura anterior. Certifique-se de que os pontos estejam a mais de 220 mm do isocentro, de modo que não apareçam na exposição de 400 mm de largura. As marcas do laser devem estar a pelo menos 10 mm da borda externa do filme.
6. Faça uma marca de alinhamento (ponto) perto do limite +IEC X, +IEC Y do filme. Não é necessário marcar o laser Sagital no filme.
7. Coloque outro bloco de 20 mm de espessura de *Virtual Water* sobre o filme (parte D da imagem citada acima).
8. Aplique o procedimento do laser suspenso.
9. Remova o bloco superior.
10. Se necessário, revele o filme.

11. Coloque o filme de volta no bloco inferior e alinhe-o novamente para que as marcas no filme passem pelos lasers. Se uma inspeção visual indicar que o laser transversal está paralelo e centralizado na exposição, escaneie e analise o filme (consulte “Analisar os resultados” (página 163)). Se uma inspeção visual indicar que o laser transversal não está paralelo ou centralizado na exposição, prossiga para “O que fazer se o teste falhar” (página 166).

IMPORTANTE: Certifique-se de que este teste seja aprovado antes de prosseguir para a Etapa 2a.

Etapa 2a: Verifique se o laser de furo está nivelado ao longo dos eixos X e Y

1. Coloque um nível digital na mesa lateralmente e ligeiramente abaixo do laser de furo (consulte o lado esquerdo da imagem a seguir). Calce o nível até que registre 0,0 grau.
2. Para verificar a rotação do laser ao redor do eixo IEC Y, use uma régua para comparar a distância entre a borda superior do nível e o laser à extrema esquerda e à extrema direita do nível. Se as medições nas extremidades do nível diferirem em >1 mm, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166).

IMPORTANTE: O ângulo da régua afeta a medição. Segure a régua perpendicularmente ao bloco.

DICA: Para uma sensibilidade ideal, as posições de medição devem abranger o comprimento total do nível (a tolerância é definida em um deslocamento lateral de 550 mm).

3. Gire o nível 90° para que fique paralelo ao eixo Y (consulte o lado direito da imagem a seguir) e repita o teste para verificar a rotação ao redor do eixo IEC X.
4. Se as medições nas extremidades do nível diferirem em >1 mm, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166).

IMPORTANTE: Certifique-se de que esse teste seja aprovado antes de prosseguir para a Etapa 2b.

Lado esquerdo: Verifique a rotação do laser de furo ao redor do eixo y.
Lado direito: Verifique a rotação do laser de furo ao redor do eixo X.

Etapa 2b: Incline o laser de furo para que o componente sagital fique paralelo ao componente sagital do laser suspenso

1. Coloque a altura da mesa vários cm abaixo do isocentro.
2. Coloque um pedaço de papel branco na mesa perto do isocentro.
3. Levante um pouco a extremidade -Y do papel da mesa, para que o papel fique em ângulo.
4. Ponha o dedo acima do papel para bloquear uma parte do laser suspenso. Agora, deve ser possível distinguir entre o componente sagital do laser suspenso e o componente sagital do laser de furo no papel.
5. Verifique a sobreposição do componente sagital do laser de furo e do componente sagital do laser suspenso em uma distância Y de 700 mm.
6. Se o laser de furo e o laser suspenso não estiverem paralelos e se sobrepondo em 1 mm ao longo de uma distância de 700 mm em Y, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166) para ajustar o laser de furo.

IMPORTANTE: Certifique-se de que esse teste seja aprovado antes de prosseguir para a Etapa 2c.

Etapa 2c: Verifique se o laser de furo marca o isocentro da radiação

1. Coloque o Objeto Simulador *Tomo* na mesa, com os pequenos orifícios da câmara de ionização no lado -Y do gantry.
2. Gire o objeto simulador para que o plugue de 10 mm fique acima do centro do objeto simulador, conforme mostrado na imagem a seguir. Use o laser de furo como um guia para garantir que o objeto simulador fique nivelado.

3. Centralize o objeto simulador nos lasers verdes em X, Y e Z.
4. Mova o objeto simulador para dentro do furo e determine a inclinação da mesa. Os lasers verdes devem passar pelo centro do objeto simulador (onde o objeto simulador se divide pela metade).
5. Retire a mesa do furo e centralize o objeto simulador nos lasers verdes em Y.
6. Remova um plugue do objeto simulador para criar uma marca “fiducial” localizada a 5 mm abaixo do isocentro (posição 2 na imagem a seguir).

Objeto simulador Tomo centralizado em lasers verdes, visto por trás do gantry.
A Etiqueta 1 é o pino 10 mm acima do isocentro. A Etiqueta 2 é a cavidade vazia a -5 mm.

7. Na tela inicial do Console de aplicação de tratamento, clique em **Machine QA** (QA da máquina) e abra o procedimento **ZZZ Transverse Plane (X-Z) Laser Localization** (Localização do laser no plano transversal (X-Z) ZZZ) descrito para a Etapa 2c.
8. Na guia **Scan** (Escanear), selecione cortes **Fine** (Finas) e o intervalo de reconstrução de 2 mm. Amplie a imagem para poder ver os cortes claramente. Selecione três (3) cortes em ambos os lados da linha de laser suspenso verde. O número total de cortes selecionadas é sete (7).
9. Obtenha uma varredura da imagem CTrue™.
10. Prossiga para “Analisar os resultados” (página 163).

IMPORTANTE: Certifique-se de que este teste seja aprovado antes de prosseguir para a Etapa 3.

Etapa 3: Faça a translação do laser suspenso em X, de modo que o componente sagital se sobreponha ao componente sagital do laser de furo.

A inclinação do laser de furo já foi configurada na Etapa 2b. Caso tenha transladado o laser de furo na Etapa 2c, será necessário transladar o laser suspenso para sobrepor o laser de furo. A Etapa 2b descreve como verificar a sobreposição dos componentes sagitais dos lasers suspenso e de furo.

Analisar os resultados

Etapa 1a: Verifique se o laser suspenso aponta diretamente para baixo com a gravidade

Se as medidas na parte superior e inferior do bloco de *Virtual Water* diferirem em <1 mm, o teste será aprovado. Se um ajuste for necessário, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166). Certifique-se de que o teste seja aprovado em ambas as orientações da figura Posições do bloco antes de prosseguir para a Etapa 1b.

Etapa 1b: Verifique se o componente transversal do laser suspenso está paralelo ao plano do feixe e a -700 mm em Y do plano do feixe

O filme do laser suspenso pode ser analisado com o uso do software RITg148+. Consulte o manual do RITg148+ para obter instruções. Verifique se o Deslocamento do centro de exposição à linha do laser transversal (IEC Y) não excede ±1 mm e se a Rotação da linha do laser transversal em relação à exposição não excede ±0,1 grau. Se for necessário um ajuste, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166).

IMPORTANTE: Observe o seguinte para análise no software RITg148+:

- Para uma análise mais precisa, use um filtro de imagem para reduzir o ruído. No entanto, às vezes, o filtro de imagem pode ocultar pequenas punções. Se as punções não forem localizadas, tente reduzir o filtro para “Mediana 3 x 3” ou defina o **Filter Type** (Tipo de filtro) como “Nenhum”. Se conseguir ver as punções, é possível aprimorá-las com a **Image Erase/Pin Prick Tool** (Ferramenta apagar Imagem/Pino).
- Se as punções não puderem ser localizadas, reinicie com um novo filme. Nunca tente estimar ou “adivinhar” suas posições.
- Se as marcas de laser no filme forem grandes demais para identificar sua posição precisa, reinicie com um novo filme.

- As marcas de laser no filme devem estar localizadas além do feixe. Se as marcas de laser estiverem nas extremidades do feixe, a análise pode estar incorreta. Reinicie com um novo filme.
- O sinal dos resultados é importante para determinar a direção adequada de ajuste. Verifique a **Aligned Image** (Imagem alinhada) para garantir que a exposição esteja na orientação horizontal e a marca de alinhamento esteja no canto superior direito.
- Verifique a **Analyzed Image** (Imagem analisada) para garantir que as extremidades das linhas vermelhas marquem as punções do laser (use a ferramenta **Zoom** na janela **Analyzed Image** (Imagem analisada), se necessário) e certifique-se de que a linha verde indique o centro da exposição.
- O deslocamento entre o centro de exposição e a linha do laser sagital só é fornecido se você incluir um pino sagital opcional ou duas no filme. Esse valor não deve ser usado para ajustar os lasers.

Etapa 2a: Verifique se o laser de furo está nivelado ao longo dos eixos X e Y

Se as medidas das extremidades do nível diferirem em ≤1 mm, o teste será aprovado. Se um ajuste for necessário, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166). Certifique-se de que o teste seja aprovado para ambas as orientações antes de prosseguir para a Etapa 2b.

Etapa 2b: Incline o laser de furo para que o componente sagital fique paralelo ao componente sagital do laser suspenso

Se o laser de furo e o laser suspenso estiverem paralelos e sobrepostos dentro de 1 mm acima da distância de 700 mm em Y, o teste está aprovado. Caso contrário, prossiga para “O que fazer se o teste falhar” (página 166) para ajustar o laser de furo. Certifique-se de que o teste seja aprovado antes de prosseguir para a Etapa 2c.

Etapa 2c: Verifique se o laser de furo marca o isocentro da radiação

1. **Etapa opcional:** Como segunda verificação rápida da posição Y do laser suspenso verde, amplie a imagem *CTrue* na guia **Scan** (Escanear) e localize as pequenas bolas de metal embutidas na superfície do objeto simulador. Essas bolas de metal estão localizadas no centro IEC Y do objeto simulador. As bolas de metal devem aparecer mais claramente no

corte central que foi escaneada (a 4ª de 7 cortes, ±1 corte) se os cortes forem simétricos ao redor dos lasers verdes.

IMPORTANTE: Quanto à segunda verificação opcional da posição Y do laser suspenso verde:

- A verificação opcional não é tão robusta quanto o teste do filme do de laser suspenso e, portanto, não deve ser usada para ajustar o laser.
- A verificação opcional deve ser feita na guia **Scan** (Escanear). (Na guia **Register** (Registrar), os cortes da imagem *CTrue* são interpoladas para exibição nas posições dos cortes da imagem de planejamento.)
- Um intervalo de reconstrução de 2 mm é recomendado para a varredura. Caso use o intervalo de 1 mm, as bolas de metal aparecerão em vários cortes, dificultando a realização da verificação opcional.

2. No Console de aplicação de tratamento, clique na guia **Register** (Registrar).
3. Use o registro manual para alinhar a cavidade vazia da câmara de ionização na imagem *CTrue* (círculo preto) com a imagem de planejamento (retículo).

DICA: O retículo da imagem de planejamento está localizado no isocentro de radiação. Alternativamente, é possível ativar a exibição dos lasers verdes e alinhar a cavidade vazia da câmara de ionização até a intersecção dos lasers verdes.

4. Verifique se um ajuste vertical de 5 mm (±1 mm) e um ajuste lateral não superior a ±1 mm são necessários para alinhar as imagens. Consulte a imagem a seguir para referência. Se o teste for reprovado, vá para “O que fazer se o teste falhar” (página 166). Certifique-se de que o teste seja aprovado antes de prosseguir para a Etapa 3.

Analisar o laser de furo

Etapa 3: Faça a translação do laser suspenso em X, de modo que o componente sagital se sobreponha ao componente sagital do laser de furo.

Se o laser de furo e o laser suspenso estiverem paralelos e sobrepostos dentro de 1 mm acima da distância de 700 mm em Y, o teste está aprovado. Caso contrário, prossiga para “O que fazer se o teste falhar” (página 166) para transladar o laser suspenso.

O que fazer se o teste falhar

Observe o seguinte para ajustes do laser:

- Se alguma etapa falhar, solucione a etapa com falha antes de passar para a próxima etapa.
- Verifique se concluiu as etapas na ordem correta. Consulte as seções Visão geral e teoria para obter detalhes.
- As instruções para usar o controle remoto se encontram na próxima seção.
- Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se precisar de assistência.

Etapa 1a: Verifique se o laser suspenso aponta diretamente para baixo com a gravidade

DICA: Você pode achar útil marcar a posição inicial do laser para que os ajustes possam ser rastreados e revertidos.

Use a função **Tilt** (Inclinar) do controle remoto do laser para fazer correções. Repita o teste para garantir que esteja aprovado.

Etapa 1b: Verifique se o componente transversal do laser suspenso está paralelo ao plano do feixe e a -700 mm em Y do plano do feixe

1. Recoloque o filme exposto em sua posição no isocentro virtual para usá-lo como guia visual para o seu ajuste. Mantenha a mesma configuração (altura da mesa e bloco inferior de Virtual Water) que foi usada para expor o filme. Alinhe cuidadosamente as marcas do filme com os lasers do isocentro virtual. Fixe o filme em sua posição com uma fita adesiva, como na parte C (abaixo). Não cubra o filme com o bloco superior de Virtual Water.

2. Antes de ajustar os lasers, marque a posição atual do laser na mesa com um pedaço de fita.
3. Use o controle remoto para **Translate** (Transladar) em IEC Y e/ou **Rotate** (Girar) o laser suspenso verde para o centro da exposição. Use a marca da fita para garantir que a posição X do laser não tenha sido afetada.
4. Repita o teste do laser suspenso com um filme novo até obter um resultado de aprovação.
5. Use o botão **Tilt** (Inclinar) do controle remoto para ajustar o componente sagital do laser de furo de modo que ele se sobreponha ao laser suspenso.

IMPORTANTE: Na Etapa 1b, use os botões **Rotate** (Girar) e **Translate** (Transladar) para o laser suspenso, e o botão **Tilt** (Inclinar) para o laser de furo. Se você **Tilt** (Inclinar) o laser suspenso nesta fase, será preciso reiniciar todos os testes de alinhamento do laser.

Etapa 2a: Verifique se o laser de furo está nivelado ao longo dos eixos X e Y

Use a função **Rotate** (Girar) do controle remoto do laser para girar o laser de furo ao redor do eixo y. Use a função **Tilt** (Inclinar) do controle remoto do laser para girar o laser de furo ao redor do eixo X (rotação ao redor do eixo X). Repita o teste para garantir que esteja aprovado.

IMPORTANTE: Na Etapa 2a, ajuste apenas o laser de furo. Se você ajustar o laser suspenso nesta fase, será preciso reiniciar todos os testes de alinhamento do laser.

Etapa 2b: Incline o laser de furo para que o componente sagital fique paralelo ao componente sagital do laser suspenso

Use a função **Tilt** (Inclinar) e/ou **Translate** (Transladar) do controle remoto do laser para ajustar o laser de furo, de modo que ele se sobreponha ao laser suspenso ao longo do eixo Y. Quando terminar, se a função **Tilt** (Inclinar) tiver sido usada, repita a Etapa 2a para ainda garantir sua aprovação.

IMPORTANTE: Na Etapa 2b, ajuste apenas o laser de furo. Se o laser suspenso foi ajustado nesta fase, todos os testes de alinhamento do laser precisarão ser repetidos desde o início.

Etapa 2c: Verifique se o laser de furo marca o isocentro da radiação

1. Ajuste a configuração do objeto simulador, escaneie novamente e repita até que o objeto simulador esteja em uma posição que obtenha um resultado de aprovação.
2. Retorne o objeto simulador ao isocentro, mais de 700 mm no furo.
3. **Translate** (Translade) o laser de furo de modo que ele coincida com o centro do objeto simulador em X e Z.
4. Antes de ajustar o laser suspenso em X, marque a posição Y atual do laser na mesa com um pedaço de fita.

5. **Translate** (Translade) o laser suspenso de modo que ele coincida com o laser de furo em X. Use a marca da fita para garantir que a posição Y do laser não seja afetada.

IMPORTANTE: Na Etapa 2c, **Translate** (Translade) apenas os lasers. Se usar os botões **Rotate** (Girar) ou **Tilt** (Inclinar) neste estágio, todos os testes de alinhamento do laser precisarão ser repetidos desde o início.

Etapa 3: Faça a translação do laser suspenso em X, de modo que o componente sagital se sobreponha ao componente sagital do laser de furo.

1. Antes de ajustar o laser suspenso, marque a posição Y atual do laser na mesa com um pedaço de fita.
2. Use o botão **Translate** (Transladar) do controle remoto para transladar o componente sagital do laser suspenso até que fique alinhado com o laser de furo. Use a marca da fita para garantir que a posição Y do laser suspenso não seja afetada.

IMPORTANTE: Na Etapa 3, **Translate** (Translade) o laser suspenso apenas em X. Caso ajuste o laser de furo neste estágio ou **Rotate** (Gire) ou **Tilt** (Incline) algum laser, todos os testes de alinhamento do laser precisarão ser repetidos desde o início.

Use o controle remoto para ajustar os lasers verdes

ATENÇÃO: Os lasers devem ser ajustados apenas por pessoal qualificado após um fluxo de trabalho estruturado de alinhamento do laser. Ajustes incorretos no laser ou ajustes em componentes individuais do laser sem considerar o fluxo de trabalho, podem resultar em contradições entre os lasers e uma má configuração para pacientes e QA, o que pode levar a danos corporais ao paciente. Considere armazenar o controle remoto do laser em um local que seja acessível somente ao seu representante de serviços e a funcionários clínicos qualificados para ajustar os lasers.

A posição do laser verde pode ser ajustada com o uso do controle remoto:

1. Aponte o controle remoto para a caixa de laser de interesse.
2. Pressione **Select** (Selecionar) no controle remoto duas vezes e, em seguida, digite o número da fonte do laser (geralmente 1 ou 2). Agora, o laser selecionado deve estar piscando.

DICA: Se o laser não puder ser selecionado, certifique-se de que nada esteja bloqueando o caminho do controle remoto para o receptor de laser (se o laser estiver guardado em um gabinete, será necessário abrir o gabinete). Além disso, tente substituir as baterias do controle remoto.

3. Pressione o botão de seta adequado para **Translate** (Transladar), **Rotate** (Girar) ou **Tilt** (Inclinar) os lasers:
   - **Translate** (Transladar) desloca o laser em um plano perpendicular à direção do percurso do laser.
   - **Rotate** (Girar) gira o laser em um plano perpendicular à direção do percurso do laser.
   - **Tilt** (Inclinação) gira o laser em um plano paralelo à direção do percurso do laser.

OBSERVAÇÃO: Os lasers verdes permanecem onde você os configura usando os botões **Translate** (Transladar), **Rotate** (Girar) e **Tilt** (Inclinar). Os lasers verdes não têm um botão de reverter ou salvar.

DICAS para realizar ajustes no laser:

- Certifique-se de que o laser pretendido esteja selecionado (laser suspenso ou laser de furo) antes de pressionar **Translate** (Transladar), **Rotate** (Girar) ou **Tilt** (Inclinar).
- Evite usar o botão **Tilt** (Inclinar), a menos que seja necessário. Se a inclinação estiver desalinhada, as funções de translação e inclinação terão que ser usadas repetidamente para visualizar e restaurar o alinhamento do laser.
- Dependendo de como os lasers são montados no teto e nas paredes, um movimento de translação ao longo de um eixo pode inadvertidamente introduzir alguma translação ao longo do eixo perpendicular. Marque sempre a posição atual do laser (por exemplo, usando um pedaço de fita na mesa) antes de transladar os lasers. Isso fornecerá um guia para restaurar a posição do laser ao longo do eixo secundário caso seja afetado.

Testes de alinhamento do laser móvel

- Visão geral dos testes de alinhamento do laser móvel 171
- Teoria dos testes de alinhamento do laser móvel 171
- Descrição XML 172
- Configurar e aplicar o teste. 172
- O que fazer se o teste falhar. 173

Visão geral dos testes de alinhamento do laser móvel

Referência TG-148:	Inicialização do laser vermelho (seção V.B.4.b) e movimento do laser vermelho (seção V.B.4.b)
Finalidade:	1. Verificar se os lasers vermelhos coincidem com os lasers verdes na posição “inicial”. 2. Verificar se os lasers vermelhos se movem para as suas posições esperadas para um plano.
Método:	1. Observação visual na sala de tratamento. 2. Use uma régua para medir os deslocamentos do laser vermelho e compare com os valores programados.
Especificação da Accuray:	Quando instalados, os lasers móveis se sobrepõem aos lasers fixos no isocentro virtual em ±1 mm e os lasers móveis divergem dos lances fixos <1 mm em um deslocamento de 550 mm.
Equipamento necessário:	Régua

Teoria dos testes de alinhamento do laser móvel

IMPORTANTE: Conclua o alinhamento do laser estacionário (verde) antes de tentar o alinhamento do laser móvel (vermelho).

Em sua posição “inicial”, os lasers vermelhos devem se sobrepor aos lasers verdes, na região perto do isocentro virtual, onde os lasers vermelhos podem ser usados para a configuração do paciente (por exemplo, em 550 mm do isocentro virtual).

OBSERVAÇÃO: É normal que os lasers vermelhos se divirjam dos lasers verdes longe do isocentro virtual (por exemplo, nas paredes da sala de tratamento). Isso não afeta a configuração do paciente, desde que os lasers estejam alinhados dentro de tolerâncias perto do isocentro virtual.

As posições programadas dos lasers vermelhos são usadas para a configuração inicial do paciente. As distâncias e as direções dos deslocamentos dos lasers verdes devem ser verificadas com o uso de uma régua. As medidas devem ser comparadas com as posições programadas do laser que são exibidas na tela **Main** (Principal) do Painel de controle de posicionamento no gantry, na área da **Current Laser Position** (Posição atual do laser).

Descrição XML

Para realizar esses testes, serão necessários dois planos:

- Qualquer plano para o qual se saiba que os lasers vermelhos estão em sua posição “inicial”, como o procedimento **AIRSCANS** integrado no seu TDC.
- Qualquer plano para o qual os lasers vermelhos estejam programados para se afastar dos lasers verdes nas direções X, Y e Z. Por exemplo, o paciente **ZZZ Transverse Plane (X-Z) laser localization** (localização do laser no plano transversal (X-Z) ZZZ) (introduzido no teste de alinhamento a laser estacionário) é programado para deslocar os lasers em +2,0 cm em X, +8,0 cm em Y e -4,0 cm em Z.

Para os testes de alinhamento do laser móvel, não será necessário executar esses planos. No entanto, será preciso abrir o plano de **Machine QA** (QA da máquina), clicar em **Prepare Scan** (Preparar varredura) ou **Prepare Treatment** (Preparar tratamento) e trabalhar com todas as mensagens da tela. Os lasers vermelhos começam a se mover para as posições programadas aproximadamente quando o botão **Ready** (Pronto) fica disponível e é possível ouvir os MLC realizando seu exercício pré-procedimento.

Configurar e aplicar o teste

Verifique se os lasers vermelhos coincidem com os lasers verdes na posição “inicial”

1. Reinicie a máquina ou abra o paciente **AIRSCANS** e prepare uma varredura para enviar os lasers vermelhos à posição “inicial”.
2. Verifique se a **current laser position** (posição atual do laser) exibida na tela **main** (principal) do **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) é 0,0 em X, Y e Z.

3. Verifique a sobreposição do laser vermelho e verde perto do isocentro virtual.

OBSERVAÇÃO: Existem cinco fontes de laser vermelho e duas de laser verde na sala de tratamento.

4. Se os lasers vermelhos se sobrepuserem aos lasers verdes em ±1 mm, e se os lasers vermelhos divergem dos lasers verdes <1 mm em uma distância de 550 mm, o teste é aprovado. Se o teste falhar, continue para “O que fazer se o teste falhar” (página 173).

Verificar se os lasers vermelhos se movem para as suas posições esperadas para um plano

1. Abra um plano de **Machine QA** (QA da máquina) que contenha o movimento do laser vermelho programado, como o paciente **Transverse Plane (X-Z) laser localization** (localização do laser no plano transversal (X-Z)). Prepare uma varredura ou um tratamento para fazer com que os lasers vermelhos se movam.
2. Leia a **posição atual do laser** na tela **principal** do Painel de controle de posicionamento.
3. Use uma régua para medir as distâncias entre os lasers verdes e os lasers vermelhos em X, Y e Z. Compare, também, a direção dos deslocamentos com o sinal dos valores indicados no **Painel de controle de posicionamento** (Painel de controle de posicionamento).
4. Verifique se o movimento do laser vermelho coincide com tela **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) em 1 mm (a Accuray não tem uma tolerância oficial para este teste, porém o TG-148 recomenda uma tolerância de 1 mm). Se o teste falhar, continue para “O que fazer se o teste falhar” (página 173).

O que fazer se o teste falhar

Os testes de laser vermelho dependem da calibração precisa dos lasers verdes. Consulte “Alinhamento do laser estacionário” (página 148) para obter instruções sobre como verificar os lasers verdes.

Se o alinhamento do laser verde estiver correto, e se os lasers vermelhos não se sobrepuserem aos lasers verdes, ou se o movimento do laser vermelho estiver incorreto, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para ajustar os lasers. (O alinhamento do laser vermelho envolve o uso de um controle remoto para ajustar a posição inicial da translação e usar as chaves Allen que acompanham os lasers para remover a cobertura do laser e ajustar as rotações. O processo funciona melhor com duas pessoas.)

Testes de alinhamento da mesa

- Visão geral dos testes de alinhamento da mesa 174
- Teoria dos testes de alinhamento da mesa 176
- Descrição XML 178
- Configurar e aplicar os testes 178
- O que fazer se o teste falhar. 183

Visão geral dos testes de alinhamento da mesa

Referência TG-148:	Mesa de tratamento (V.B.4.c)
Finalidade:	Verificar se: 1. A mesa não se desvia na direção X enquanto se move em Y ou Z. 2. A mesa se desloca na distância programada na direção Y. 3. A posição Y da mesa é mantida com precisão conforme esta é transladada em Z. 4. Quando completamente retirada do furo, a mesa está nivelada horizontalmente. 5. A mesa mantém sua posição IEC Z dentro da tolerância quando percorre na direção IEC Y. 6. A mesa está corretamente centralizada na direção X.

Método:	1. Marque os lasers na mesa. Mova a mesa nas direções IEC Y e Z e verifique se ela se movimenta paralelamente aos lasers. 2. Use uma régua para verificar a distância de movimentação da mesa. 3. Marque o laser suspenso na mesa. Use a função Movimento do degrau na mesa em incrementos de -20 mm em Z, na faixa de alturas de mesa permitidas no furo. Após cada movimento, verifique se há consistência na posição Y da mesa na tela digital e compare a marca na mesa com o laser suspenso. 4. Use um nível para verificar se a mesa está nivelada. 5. Coloque um bloco de *Virtual Water* na mesa no isocentro virtual, com a superfície do bloco que percorre os lasers de furo verde. Mova o bloco para dentro do furo e compare a altura do bloco com os lasers de furo verde. 6. Use uma régua ou uma imagem *CTrue* para verificar a centralização da mesa.
Especificação da Accuray:	1. O percurso da mesa diverge <+/- 1 mm em todo o deslocamento da mesa IEC Y. O percurso da mesa diverge em <2 mm em X na faixa de movimento Z permitida pelos limites do furo. 2. O **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) e a régua devem concordar em ±0,5 mm em um percurso da mesa de 200 mm. 3. Acima da faixa vertical disponível do movimento da mesa, o Painel de controle de posicionamento mantém sua posição Y dentro de +/-1 mm e a mesa permanece em sua marca de laser dentro de +/-2 mm em Y. 4. Quando completamente retirada do furo, a mesa está nivelada horizontalmente em 0,2° nas direções IEC X e Y. 5. Espera-se que a mesa mantenha sua posição IEC Z dentro de ±2 mm, para qualquer movimento ponto a ponto em IEC Y, com ou sem peso na mesa. 6. O laser suspenso divide a mesa em ±2 mm quando a posição X desta é zerada.
Equipamento necessário:	• Nível digital calibrado • Régua • Fita adesiva • Bloco *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 5 cm)

Teoria dos testes de alinhamento da mesa

IMPORTANTE: Os testes de alinhamento da mesa usam os lasers verdes como referência para as direções IEC X, Y e Z. Verifique o alinhamento do laser verde antes de verificar o alinhamento da mesa. Um ajuste da mesa solicitado com lasers verdes mal alinhados irá provavelmente resultar em um alinhamento incorreto da mesa.

1. A mesa não se desvia na direção X enquanto se move em Y ou Z.

   Se a mesa se desviar para a esquerda ou para a direita quando do ajuste da posição Z da mesa, a configuração do paciente pode ser impactada. Se a mesa se desviar para a esquerda ou para a direita conforme se move em Y, a aplicação do tratamento pode ser afetada. A posição Y da mesa deve estar suficientemente dentro do furo para engatar no suporte de palete para todas as posições da mesa incluídas no teste, porque a mesa pode se deslocar levemente quando se conectar pela primeira vez com o suporte de palete.

2. A mesa se desloca na distância programada na direção Y. Consulte “Intertravamento da posição da mesa” (página 8) para informações sobre a precisão do posicionamento na mesa.

OBSERVAÇÃO: Para procedimentos com a mesa em movimento, quando **Ready** (Pronto) é pressionado no Painel de controle de posicionamento, a mesa se move para dentro do furo ligeiramente menos do que o indicado no arquivo **.xml**, para dar espaço para a aceleração da mesa até a velocidade programada antes do feixe ser ligado:

Distância percorrida antes da irradiação em mm $= v * (2-0{,}01*v)+0{,}005\, v^2$, onde v é a velocidade do procedimento em mm/s. (Por exemplo, se $v = 1$ mm/s, a distância que a mesa irá percorrer antes da irradiação é de 1,995 mm. Se a configuração da mesa para distância pronto for 700 mm, a mesa irá se mover 698,005 ± 0,5 mm, quando **Ready** (Pronto) for pressionado, e em seguida, irá acelerar em mais 1,995 mm antes do feixe ser ligado.)

3. A posição Y da mesa é consistente conforme a mesa se movimenta em Z.

   A exibição da posição da mesa digital informa a posição Y de forma consistente, sem importar da altura da mesa.

4. Quando completamente retirada do furo, a mesa está nivelada horizontalmente.

   A mesa se inclinará com o peso de um paciente. No entanto, a mesa deve ser nivelada quando for retirada do furo e não houver nenhum peso sobre ela.

5. A mesa mantém sua posição IEC Z dentro da tolerância quando percorre na direção IEC Y.

   A tolerância para esse teste deve levar em conta a especificação de posicionamento da mesa de +/-2 mm no IEC Z, bem como o nivelamento do laser de furo. Um laser de furo devidamente alinhado está nivelado em 1 mm em um deslocamento vertical de 550 mm em IEC Y.

6. A mesa está corretamente centralizada na direção X

   Para uma nova máquina, a mesa deve ser instalada de forma que fique lateralmente centralizada no furo (centralização de 0 ± 2 mm). A centralização da mesa pode ser comparada com os lasers verdes do isocentro usando uma régua.

   A pasta **Couch Settings** (Configurações da mesa) da área **Edit Machine** (Editar máquina) (acessível a partir do Console de aplicação de tratamento) contém um parâmetro para indicar a posição lateral da instalação da mesa em relação ao isocentro. Esse recurso permite uma inserção mais precisa da imagem da mesa de tratamento para fins de planejamento.

   A pasta **Couch Settings** (Configurações da mesa) da área **Edit Machine** (Editar máquina) também inclui um parâmetro para relacionar a posição do painel de controle de posicionamento da mesa vertical ao isocentro. Isso permite que o Console de aplicação de tratamento alerte o usuário se os resultados diários de registro causaram uma alteração na interseção do feixe *TomoDirect* com a mesa. Esse parâmetro também é usado no fluxo de trabalho PreciseART, para substituir a mesa inteira no local diário apropriado nas imagens CTrue antes de executar os cálculos de dose.

IMPORTANTE: Se a “Couch Height at Isocenter (mm)” (Altura da mesa no isocentro (mm)) não estiver definida corretamente, a precisão dos cálculos do PreciseART será afetada.

   Para determinar o deslocamento lateral na instalação da mesa, um representante da Accuray Incorporated posiciona a mesa de forma que os Painéis de controle de posicionamento exibam 0,0 em X. Em seguida, o representante da Accuray Incorporated, adquire uma imagem *CTrue* da mesa. Usando o painel Registration (Registro), a imagem *CTrue* é comparada com a imagem de uma mesa centralizada para determinar o deslocamento lateral. O representante da Accuray Incorporated inclui esse valor de **Lateral Offset** (Deslocamento lateral) (mm) na pasta **Couch Settings** (Configurações da mesa) da área **Edit Machine** (Editar máquina). Deve estar dentro de 0 ± 2 mm.

   A **couch height at isocenter** (Altura da mesa no Isocentro (mm)) relaciona a posição vertical da mesa exibida no painel de controle de posicionamento ao isocentro. Assim como no **Lateral Offset** (Deslocamento lateral),

a **couch height at isocenter** (Altura da mesa no isocentro (mm)) é determinada a partir de uma imagem *CTrue* da mesa.

Este capítulo fornece um procedimento para verificar a posição de calibração da mesa usando uma imagem *CTrue* da mesa.

Descrição XML

O único teste de alinhamento da mesa que requer um arquivo **.xml** é o Teste nº 6, para verificar se a mesa está devidamente centralizada na direção X usando uma imagem *CTrue*.

O arquivo **.xml** de calibração da mesa está disponível mediante solicitação ao Atendimento ao Cliente da Accuray. O arquivo de procedimentos contém uma imagem padrão de "planejamento" de uma mesa centralizada, para comparação com uma imagem *CTrue* da sua mesa na guia **Register** (Registrar) do SO.

IMPORTANTE: O arquivo **.xml** deve indicar dados de referência de imagem consistentes com a mesa instalada na sua sala de tratamento.

Configurar e aplicar os testes

1. A mesa não se desvia na direção X enquanto se move em Y ou Z

A mesa não se desvia em X quando se move em Y

1. Coloque a altura da mesa em uma posição vertical de 350 mm (Z). Certifique-se de que a mesa esteja engatada no suporte de palete.
2. Defina um bloco Virtual Water na mesa perto do isocentro virtual, com um pedaço de fita colada acima do bloco.
3. Faça uma marca vertical na fita para gravar a posição X do laser do furo.
4. Coloque dois pedaços adicionais de fita na mesa, inferiores ao bloco Virtual Water. Separe esses dois pedaços em IEC Y, o máximo possível ao longo da faixa para ver o laser suspenso na mesa. Marque a posição X do laser suspenso nesses dois pedaços de fita.
5. Mova a mesa para furo em toda a faixa em Y; mantenha as coordenadas X e Z da mesa no valor da configuração inicial. À medida que a mesa se move para dentro do furo, a marca de fita deve permanecer alinhada com o laser verde dentro de <+/-1 mm em X. As duas marcas de fita inferiores devem permanecer alinhadas com o laser verde dentro de <+/-1 mm em X.

A mesa não se desvia em X quando se move em Z

1. Abaixe a mesa até a altura mínima permitida dentro do furo.
2. Retire a mesa do furo.
3. Coloque um pedaço de fita na mesa no isocentro virtual e marque o componente sagital da posição do laser suspenso na fita.
4. Levante a mesa até a altura máxima. Conforme a mesa é levantada, a marca de fita na mesa deve permanecer alinhada ao laser suspenso verde com menos de <2 mm em X.

2. A mesa se desloca na distância programada na direção Y

1. Com a mesa a uma altura adequada para tratamentos do paciente, mova-a para fora do furo.
2. Use um pedaço de fita para marcar o isocentro virtual na mesa.
3. Use a função **Step Move** (Movimento do degrau) em **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) para introduzir uma translação de +200 mm em Y. Use a régua para verificar se a distância da marca na mesa até o isocentro virtual é de 200,0 ± 0,5 mm.

3. A exibição digital da posição Y da mesa é consistente conforme a mesa se movimenta em Z

1. Levante a mesa até sua altura máxima no furo.
2. Coloque um pedaço de fita adesiva na mesa no isocentro virtual e marque a posição dos lasers suspensos verdes na fita.
3. Registre a posição Y da mesa conforme exibida no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento).
4. Use a função **Step Move** (Movimento do degrau) do **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) para baixar a mesa 20 mm (-Z).
5. Depois de cada movimento do degrau, compare a marca na mesa com os lasers e verifique o valor de Y no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento). O Positioning Control Panel (Painel de controle de posicionamento) deve manter sua posição Y (registrada na Etapa 3) dentro de +/-1 mm e a mesa deve permanecer na marca do laser dentro de +/-2 mm em Y.
6. Repita as etapas 4-5 até alcançar a altura mínima da mesa dentro do furo permitida pelo software.

4. Quando completamente retirada do furo, a mesa está nivelada horizontalmente

1. Puxe a mesa para fora do furo e remova todos os itens da parte superior da mesa.
2. Coloque um nível digital na mesa nas posições mostradas na imagem a seguir.
3. Verifique se o nível digital lê 0,0 ± 0,2° em cada uma das seis posições mostradas na imagem a seguir.

Figura [CouchLevel].

5. A inclinação para uma mesa descarregada está dentro das especificações

1. Remova todos os itens da mesa, com exceção de um único bloco de *Virtual Water* no isocentro virtual.
2. Defina a altura da mesa de modo que a superfície do bloco de *Virtual Water* percorra os lasers verdes no isocentro virtual.
3. Mova a mesa 700 mm para dentro do furo.
4. Use uma régua ou a função **Step Move** (Movimento do degrau) no Painel de controle de posicionamento para determinar a inclinação da mesa.

DICA: Fixe um pequeno pedaço de fita adesiva à superfície -Y do bloco e deixe-o aderir cerca de 1 cm acima do *Virtual Water*. Isso permitirá que você visualize a distância entre a superfície do *Virtual Water* e o laser enquanto está de pé no lado da mesa do gantry. Consulte a figura do truque da fita em “Considerar a inclinação da mesa” (página 97).

6.a. A mesa está corretamente centralizada na direção X: Teste da régua

1. Coloque a posição lateral da mesa em 0,0 mm. (Uma maneira de fazer isso é pressionando o botão **Unload** (Descarregar) no Positioning Control Panel (Painel de controle de posicionamento) e, em seguida, eleve a mesa até a altura do isocentro).
2. Use uma régua para determinar o centro lateral da mesa (a mesa tem 530 mm de largura). Verifique se o laser suspenso está a 2 mm do centro lateral da mesa.

6.b. A mesa está corretamente centralizada na direção X: Teste de imagem

Preparar o procedimento

1. No Console de aplicação de tratamento, abra a tarefa **Machine QA** (QA da máquina) e selecione o procedimento de calibração da mesa.
2. Navegue até a guia **Scan** (Escanear) e selecione **Fine Acquisition Pitch** (Rotação ao redor do eixo x para aquisição fina) e **1 mm Reconstruction Interval** (Intervalo de reconstrução de 1 mm). No **Slice Selector** (Seletor de cortes), selecione pelo menos cinco cortes. Inclua o corte através da qual o laser verde passa e mais dois cortes superiores e dois inferiores ao laser verde.
3. Clique em **Prepare Scan** (Preparar varredura) e **OK** (OK).

Posicionar a mesa

1. Na sala de tratamento, remova todos os objetos da mesa.
2. Coloque a posição lateral da mesa em 0,0 mm. Uma maneira de fazer isso é pressionando o botão **Unload** (Descarregar).
3. Ajuste a altura da mesa para que a parte superior da mesa fique perto da altura do isocentro.
4. Registre a coordenada vertical (IEC Z) **Current Couch Position** (Posição atual da mesa) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento).
5. No **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento), pressione **Main > Ready > Yes** (Principal > Pronto > Sim).

6. Certifique-se de que a região do conjunto de unidades laterais sensível da mesa ultrapasse a área do feixe após pressionar **Ready** (Pronto). (A área do feixe é indicada aproximadamente pelas marcas nas coberturas do gantry.)
7. Saia da sala de tratamento e prenda o intertravamento de entrada.

Adquirir a imagem

1. No Console de aplicação de tratamento, gire a chave de modo do **Status Console** (Console de status) para **Imagem** (Image) e pressione o botão **Start** (Iniciar).
2. Após a finalização do airscan, coloque a chave de modo no **Status Console** (Console de status) em **Program** (Programa).

Determinar o resultado do registro

1. Selecione a guia **Register** (Registro). As imagens de mesa de **Scan** (Varredura) e **Plan** (Plano) são exibidas.
2. Utilize os controles de registro manual para alinhar a nova imagem à imagem de referência.
3. Registre os deslocamentos de registro lateral e vertical.

Revisar as configurações da mesa

1. Clique na guia **Edit Machine** (Editar máquina).

DICA: A guia **Edit Machine** (Editar máquina) pode ser acessada na tarefa **Machine QA** (QA da máquina) ou no menu **Tools** (Ferramentas) na tela inicial do Console de aplicação de tratamento.

2. Abra a pasta **Couch Settings** (Configurações da mesa) e verifique se os valores medidos coincidem com o **Lateral Offset** (Deslocamento lateral) (mm) e com a **Couch Height at Isocenter (mm)** (Altura da Mesa no Isocentro (mm)) como segue:
   - O **Lateral Offset** (Deslocamento lateral) (mm) deve coincidir com o deslocamento lateral do registro em ±2 mm.
   - A soma dos dois valores no campo **Couch Height at Isocenter (mm)** (Altura da Mesa no Isocentro (mm)) deve coincidir com a soma do deslocamento do registro vertical e com o valor vertical (IEC Z) da posição atual da mesa exibida no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento), em ±2 mm.

O que fazer se o teste falhar

Primeiro, verifique se o alinhamento do laser verde está dentro da tolerância (consulte “Alinhamento do laser estacionário” (página 148)). Em seguida, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para realizar testes e fazer os ajustes adequados. Depois de um representante de serviços ajustar a mesa, repita os testes de alinhamento da mesa.

IMPORTANTE: Se o **Lateral Offset** (Deslocamento lateral) na pasta **Couch Settings** (Configurações da mesa) da área **Edit Machine** (Editar máquina) for alterado, entenda o seguinte:

- Valores imprecisos podem afetar a precisão do tratamento.
- No Console de aplicação de tratamento, cada vez que você abre um plano *TomoDirect* que tenha sido aprovado com os valores anteriores, uma mensagem informará o usuário que a posição lateral calibrada da mesa mudou.
- No Sistema de planejamento de tratamento, os planos não aprovados serão necessários para substituir a mesa no volume da imagem. O usuário também deve cancelar e reiniciar o processo de cálculo do plano para cálculos que estavam em andamento antes.

OBSERVAÇÃO: A **Plan Transfer** (Transferência do plano) não determina as diferenças no **Lateral Offset** (Deslocamento lateral) de uma máquina para outra.

Centro de rotação (COR) do MLC

- Visão geral do teste do COR do MLC 184
- Teoria do teste do COR do MLC 185
- Descrição XML 186
- Configurar e aplicar o teste. 187
- Analisar o resultado 187
- O que fazer se o teste falhar. 188

Visão geral do teste do COR do MLC

Referência TG-148:	Deslocamento lateral do MLC e torção no MLC (seção V.B.1.f)
Outros nomes para este teste:	Isocentro do gantry do centro do MLC
Finalidade:	Verificar se o MLC está paralelo ao plano do feixe e se o centro do banco do MLC (entre as lâminas 32 e 33) corresponde ao isocentro do gantry.
Método:	No ângulo de 0° do gantry, exponha um filme no plano coronal no isocentro com as lâminas 27-28 e 32-33 abertas. No ângulo de 180° do gantry, exponha o mesmo filme com as lâminas 27-28 abertas. Verifique se as três exposições estão paralelas e equidistantes.
Especificação da Accuray:	O deslocamento do MLC é 0 ± 1,5 mm; a torção no MLC é <0,5 grau
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	• Dois blocos de 2 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 2 cm) • 1 filme EDR ou EBT (tamanho mínimo recomendado: 20 cm x 25 cm) • Pino para marcar o filme EDR ou marcador permanente de ponto médio para o filme EBT • Scanner de filme, computador e Software de análise

Teoria do teste do COR do MLC

O modelo de feixe contém um parâmetro para representar a centralização do MLC em relação ao centro de rotação do gantry. Esse parâmetro é determinado pelo seu instalador, usando os mesmos dados do detector integrado que são coletados para as medições do filtro de lâminas. O teste de filme do cliente não é usado para atualizar o valor no modelo de feixe, mas verifica se o centro do MLC (entre as lâminas 32 e 33) corresponde ao isocentro do gantry dentro de +/-1,5 mm e se as lâminas estão paralelas ao eixo Y. Se o teste falhar, o MLC pode não estar devidamente aparafusado ao gantry.

Para realizar o teste, o filme é colocado no plano coronal no isocentro e exposto em ângulos de 0° e 180°, sem mover o filme entre as exposições. As lâminas 27, 28, 32 e 33 estão abertas para a exposição de 0°; as lâminas 27 e 28 estão abertas para a exposição de 180°. Para a exposição de 0°, as lâminas 27 e 28 estão no lado -X do isocentro, e para a exposição de 180°, as lâminas 27 e 28 estão no lado +X do isocentro. Se o MLC estiver perfeitamente centrado acima do isocentro, as três exposições do filme estarão paralelas e equidistantes. O deslocamento do MLC é a metade da diferença entre a distância da exposição direita à exposição central e a distância da exposição esquerda à exposição central. A torção no MLC é a metade da diferença angular entre as exposições.

Teoria do teste do centro de rotação do MLC

Descrição XML

Teste do COR do MLC	
Onde obter o .xml:	Este procedimento faz parte do pacote de **.xml** “TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” ou “GAF_TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment”. Consulte “Arquivos XML para testes de alinhamento do filme” (página 127).
Nome de QA por máquina:	**ZZZ TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment** (Testes de alinhamento do filme ZZZ TG148 – MultiFragmentos) ou **Testes de alinhamento do filme ZZZ GAF TG148 – MultiFragmentos**
Descrição do procedimento:	*Centro de rotação do MLC*
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático a 0 grau e 180 graus
Garras:	J50 (máximo tamanho de campo possível; um pouco maior que o feixe nominal de 5 cm)
MLC:	• No ângulo de 0° do gantry, as lâminas 27, 28, 32 e 33 estão abertas (bem como as lâminas 1 e 64 somente para o EDR **.xml**, embora essas lâminas não sejam usadas na análise). • No ângulo de 180° do gantry, as lâminas 27 e 28 estão abertas (bem como as lâminas 2 e 63 somente para o EDR **.xml**, embora essas lâminas não sejam usadas na análise).
Tempo de ativação do feixe:	Em cada ângulo do gantry, o feixe fica ligado por 40 s para o filme EDR (incluindo um aquecimento de 20 s), ou 60 s para filme EBT (incluindo um aquecimento de 20 s).

Configurar e aplicar o teste

1. Posicione um bloco de 20 mm de *Virtual Water* no topo da mesa, para que fique centralizado no laser suspenso (no isocentro virtual). A superfície do *Virtual Water* deve estar na altura do isocentro.
2. Mova a mesa exatamente 700 mm na direção de IEC Y para dentro do furo e determine sua inclinação usando a função **Step Move** (Movimento do degrau). O laser de furo verde deve estar alinhado ao plano do filme. Quando concluir o ajuste da inclinação da mesa, não a retire do furo.
3. Posicione um filme no bloco de *Virtual Water* na orientação **Portrait** (Retrato) ou **Landscape** (Paisagem) (não é necessário marcar os lasers para esse teste).
4. Se desejar, coloque uma marca (ponto) no canto +IEC X, +IEC Y do filme.
5. Coloque um bloco de 20 mm de *Virtual Water* sobre o filme.
6. Execute o procedimento. O procedimento aplica os feixes de 0° e 180° na sequência automática.

Analisar o resultado

O filme do COR do MLC pode ser analisado com o uso do software RITg148+. Consulte o manual do RITg148+ para obter instruções.

DICA: O sinal do resultado não é importante para este teste, portanto não é fundamental que a marca de alinhamento do filme esteja no canto superior direito.

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a **Aligned Image** (Imagem alinhada) para garantir que as exposições estejam na vertical e que as linhas de recorte superiores separem as exposições de todas as marcas (altere a **Top Crop Percentage** (Porcentagem de recorte superior) nas Configurações do COR do MLC para ajustar a posição das linhas).

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a imagem **Analyzed Image** (Imagem analisada) para garantir que o centro de cada exposição seja corretamente identificado pelos pontos azuis.

IMPORTANTE: Nunca use a ferramenta de ROI para cortar parte do feixe. É necessário todo o feixe, bem como algum espaço vazio ao seu redor, para um alinhamento preciso do filme.

O que fazer se o teste falhar

A causa mais provável de falha é uma distância incorreta entre a fonte e o filme. Se a SSD para sua configuração estiver correta e, ainda assim, o teste falhar, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para obter assistência. Em raríssimos casos, o MLC pode não estar devidamente aparafusado ao gantry.

IMPORTANTE: As três exposições do filme devem ser do mesmo tamanho. Apesar de a Accuray Incorporated não ter nenhuma especificação sobre o tamanho das exposições, o RITg148+ emitirá uma mensagem de atenção se a **Largest Area Difference** (Maior diferença de área) exceder 20%. Se aparecer uma mensagem de atenção, verifique a distância entre a fonte e o filme e, em seguida, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para verificar se o MLC está devidamente conectado ao gantry.

Configuração do centro do campo versus garra

- Visão geral do teste de configuração do centro do campo versus garra 189
- Teoria do teste de configuração do centro do campo versus garra . . 190
- Descrição XML 190
- Configurar e aplicar o teste. 191
- Analisar o resultado 192
- O que fazer se o teste falhar. 193

Visão geral do teste de configuração do centro do campo versus garra

Referência TG-148:	Centralização do campo do feixe de tratamento (seção V.B.1.e)
Outros nomes para este teste:	FC v. JS
Finalidade:	Verificar se as garras se abrem e se fecham simetricamente ao redor do eixo central, de modo que os centros para tamanhos diferentes de campo sejam consistentes na direção de IEC Y.
Método:	Exponha um filme no plano coronal no isocentro para as três larguras de campo diferentes. Compare as posições do centro IEC Y das exposições.
Especificação da Accuray:	Os centros de exposição individuais diferem do centro médio em <0,5 mm.
Amostra da imagem do resultado:	

Equipamento necessário:	• Dois blocos de 20 mm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 2 cm) • 1 filme EDR ou EBT (tamanho mínimo recomendado: 200 mm x 250 mm) • Pino para marcar o filme EDR ou marcador permanente de ponto médio para o filme EBT • Scanner de filme, computador, software de análise

Teoria do teste de configuração do centro do campo versus garra

Um filme é colocado no plano coronal no isocentro e exposto às três larguras de campo de tratamento fixo comissionadas, sem mover o filme entre as exposições. O MLC é usado para limitar a extensão transversal de cada exposição. As posições do centro IEC Y das exposições devem ser consistentes para todas as larguras de campo.

Descrição XML

Configuração do centro do campo versus garra	
Onde obter o .xml:	Este procedimento faz parte do pacote de **.xml** “TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” ou “GAF_TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment”. Consulte “Arquivos XML para testes de alinhamento do filme” (página 127).
Nome do paciente:	Testes de alinhamento do filme ZZZ TG148 – MultiFragmentos ou Testes de alinhamento do filme ZZZ GAF TG148 – MultiFragmentos
Descrição do procedimento:	Configuração do centro do campo versus garra
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático em 0 graus

Configuração do centro do campo versus garra	
Garras:	J42 (nominal 5 cm), J20 (nominal 2,5 cm) e J07 (nominal 1 cm)
MLC:	O padrão de lâminas abertas e fechadas se estende da lâmina número 16 à lâmina número 49 (aproximadamente 21 cm na dimensão transversal): • Quando as garras são configuradas para o campo de 5 cm, as lâminas 31-34 e 41-44 são abertas. • Quando as garras são configuradas para o campo de 2,5 cm, as lâminas 21-24 e 36-39 são abertas. • Quando as garras são configuradas para o campo de 1 cm, as lâminas 16-19, 26-29 e 46-49 são abertas.
Tempo de ativação do feixe:	Para cada tamanho de campo, o feixe fica ligado por 25 segundos para o filme EDR ou 75 segundos para o filme EBT.

Configurar e aplicar o teste

1. Posicione um bloco de 20 mm de *Virtual Water* no topo da mesa, para que fique centralizado no laser suspenso (no isocentro virtual). A superfície do *Virtual Water* deve estar na altura do isocentro.
2. Mova a mesa exatamente 700 mm para dentro do furo e determine a inclinação da mesa. Quando terminar de ajustar a inclinação da mesa, deixe a mesa no furo (a preparação – prontidão do movimento da mesa é 0 para este teste).
3. Posicione um filme no bloco de *Virtual Water*. A orientação de paisagem é a preferência para a análise de RIT. No entanto, o filme pode ser colocado em um ângulo, se necessário, para atingir uma largura suficiente para a medição. Certifique-se de que o filme seja suficientemente largo para acomodar a largura transversal da exposição (mais de 210 mm).

Filme no plano coronal na mesa na diagonal

4. Não é necessário marcar os lasers para este teste. Se desejar, coloque uma marca (ponto com marcador permanente) no canto + IEC X, + IEC Y do filme.
5. Coloque um bloco de 20 mm de *Virtual Water* sobre o filme.
6. Execute o procedimento. O procedimento fornece três larguras de campo em sequência automática.

Analisar o resultado

O filme de configuração do centro do campo versus garra pode ser analisado com o uso do software RITg148+. Consulte o manual do RITg148+ para obter instruções.

DICA: O sinal do resultado não é importante para este teste, portanto não é fundamental que a marca de alinhamento do filme esteja no canto superior direito.

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a **Aligned Image** (Imagem alinhada) para garantir que as exposições estejam na orientação horizontal e que as linhas de recorte superiores separem as exposições de todas as marcas (é possível alterar a **Top Crop Percentage** (Porcentagem de recorte superior) para ajustar a posição das linhas).

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a **Analyzed Image** (Imagem analisada) para garantir que ela identifique os centros de exposição.

IMPORTANTE: Este teste inclui duas ou três exposições de cada largura de campo, em diferentes posições IEC X na linha de exposições. Os resultados do centro do campo para cada instância do mesmo tamanho de campo na linha de exposições devem ser muito semelhantes. Caso não concordem, o software pode ter alinhando o filme de forma insatisfatória.

IMPORTANTE: Nunca use a ferramenta de ROI para cortar parte do feixe. É necessário todo o feixe, bem como algum espaço vazio ao seu redor, para um alinhamento preciso do filme.

O que fazer se o teste falhar

Este teste não tem histórico de falha. Caso falhe, primeiro, verifique se há um problema de configuração. Em seguida, solicite que o Atendimento ao Cliente da Accuray solucione problemas das garras.

Perfis do feixe de medição

Visão geral dos perfis do feixe 196
Teoria das medições do perfil do feixe 197
Descrição XML 202
Configurar e aplicar o teste 205
Analisar o resultado 212
O que fazer se o teste falhar 219

Visão geral dos perfis do feixe

Referência TG-148:	Qualidade do feixe (seção V.B.2.a), perfil transversal (seção V.B.2.b) e Perfis longitudinais (seção V.B.2.c)
Outros nomes para este teste:	Por vezes, o perfil transversal é chamado de perfil “cone” no software da Accuray Incorporated (mas esse uso é evitado para prevenir confusão com um acessório do LINAC, pois nenhum é utilizado). O perfil longitudinal é ocasionalmente chamado de “penumbra”.
Finalidade:	Verificar se os PDD, os perfis longitudinais e os perfis transversais estão de acordo com os dados padrão dourado
Método:	Medições em um tanque de água
Especificação da Accuray:	1. Perfis longitudinais a 15 mm de profundidade: • Perfis simétricos: O FWHM está dentro de 1% do FWHM de referência. Gama <1 em um intervalo de três vezes a largura do campo (critério do gama: Diferença de dose de 2% e largura do campo de 1% para a distância até concordância (DTA)) • Perfis assimétricos para sistemas com o recurso *TomoEDGE*: Gama <1 em um intervalo de três vezes a largura do campo (critério do gama: Diferença de dose de 3% e DTA de 0,5 mm) 2. PDD para todas as larguras de campo fixas em 2% dos dados padrão dourado, de 10 mm a 200 mm de profundidade 3. Perfis transversais para todas as larguras de campo fixas a 15 mm de profundidade: A FWQM (largura total a 25% máx.) está em 1% da FWQM de referência. Gama <1 em um intervalo de 400 mm (critérios de gama: Diferença de dose de 2% e DTA de 1 mm)
Equipamento necessário:	• Tanque de água e braço de varredura • Câmara de ionização à prova d’água • Câmara de referência • Eletrômetro • PC e software para acionar o tanque e combinar dados • Cabos e eletrônicos associados • PC com *Microsoft Excel* • TQA™ Avançado (opcional)

Teoria das medições do perfil do feixe

Esta seção fornece instruções para a coleta de perfis no tanque de água. A calibração da dose absoluta para o sistema não é realizada no tanque de água, mas sim por meio de cálculos de plano de tratamento IMRT e da aplicação em um objeto simulador sólido, como o objeto simulador *Tomo*; veja “Calibração absoluta de dose” (página 221).

O TG-148 recomenda uma medição anual de dose em um tanque de água. Essa medição é apenas uma verificação de constância, não sendo utilizada para ajustar a máquina (ver “QA anual” (página 403)). Se desejar, realize uma medição de dose quando o tanque de água estiver configurado para medições de perfil. No entanto, se as medições de calibração da dose de IMRT subsequentes levarem a ajustes da máquina, a medição de dose no tanque de água será invalidada e precisará ser refeita.

- Explicação das tolerâncias da Accuray Incorporated 197
- Considerações sobre o equipamento e a configuração. 198
- Método de análise. 199
- Função de resposta da câmara 200

Explicação das tolerâncias da Accuray Incorporated

Perfis longitudinais, perfis transversais e PDD devem ser coletados para todas as larguras de campo fixas que são comissionadas para tratamentos de pacientes. Dependendo da configuração do seu sistema, as larguras de campo fixas incluem as larguras de campo nominais de 50 mm, 25 mm e 10 mm, além da largura de campo intermediária de 18 mm para máquinas com garras dinâmicas.

A tolerância da Accuray Incorporated para perfis longitudinais simétricos inclui tanto um requisito FWHM quanto um requisito gama. O TG-148 não inclui o requisito de análise gama. O método de análise gama está descrito em Low 1998.

Os sistemas com garras dinâmicas incluem seis perfis assimétricos no modelo do feixe. Os perfis assimétricos são usados apenas brevemente no início e no final dos tratamentos com garras dinâmicas, como pontos de interpolação para a calculadora de dose. Sendo assim, não existe nenhum requisito FWHM para os perfis assimétricos. A Accuray Incorporated aplica critérios gama de diferença de dose de 3% e DTA de 0,5 mm. O critério DTA de 0,5 mm corresponde a 1% da largura de campo fixa nominal de 50 mm. Todos os perfis assimétricos compartilham uma borda de campo com o feixe de 50 mm.

A especificação da Accuray Incorporated para medições dos PDD está de acordo com o padrão dourado em 2%, para profundidades variando de 10 mm a 200 mm. As profundidades da superfície são ignoradas devido ao uso de uma câmara de ionização cilíndrica A1SL para a coleta de dados padrão dourado. Como o PDD de 10 mm é muito sensível ao alinhamento

do tanque de água, recomenda-se coletar um PDD normal e um PDD em forma de serpente para a largura do campo de 10 mm. Um PDD em forma de serpente envolve a tomada de um pequeno perfil longitudinal em cada profundidade para garantir que o valor máximo seja identificado.

Enquanto as especificações PDD do Accuray incluem todos os dados de 10 mm a 200 mm de profundidade, as tolerâncias recomendadas pelo TG-148 são baseadas em comparações de pontos: PDD 10 ou TMR 20/10 dentro de 1% do modelo de feixe.

Os critérios da Accuray Incorporated para os perfis transversais incluem uma medição gama e uma medição FWQM (largura total a um quarto no máximo). Usa-se 25% máx. por se tratar de uma posição estável para medir o tamanho do campo; metade de máximo fica próximo demais dos “cantos” do perfil transversal.

Considerações sobre o equipamento e a configuração

Os dados utilizados para derivar o modelo de feixe foram coletados com uma câmara de ionização A1SL e um tanque de água de Standard Imaging. Recomenda-se que o físico do local compare seus dados com os dados de referência da Accuray Incorporated, se o mesmo equipamento for usado.

Medições usando outros modelos de câmara (que terão diferentes funções de resposta) não são diretamente comparáveis aos dados de referência da Accuray Incorporated. No caso do uso de um equipamento diferente, o físico do local teria que determinar e explicar a função de resposta de câmara em uso [ver “Função de resposta da câmara” (página 200)] ou criar um conjunto secundário de dados padrão com o equipamento atual assim que a Accuray Incorporated concluir a verificação dos perfis de feixe no tanque de água no ATP. Para obter mais informações sobre o uso de outros tanques de água, consulte “Medição de perfis de feixe com o tanque de água e a câmara A1SL Standard Imaging” (página 539).

Para obter informações sobre os procedimentos recomendados para adquirir dados de referência secundários e fazer comparações com outros tanques de água ou câmaras de ionização, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

No caso da utilização de um tanque de água bidimensional, como o tanque Standard Imaging, será necessário girar o tanque para alternar entre a orientação longitudinal/PDD e a orientação transversal. Recomenda-se começar pela orientação longitudinal/PDD, pois é mais provável que esta orientação revele a necessidade de ajustes do feixe. Geralmente, os perfis transversais passam se os perfis longitudinais e PDD passarem. Como a largura transversal do feixe é determinada pelo sistema de colimação fixa, o fato de a largura do feixe transversal não coincidir com os dados de referência geralmente indica um erro de configuração (como SSD incorreto).

Uma câmara de referência pode ser utilizada para monitorar a constância da saída ao coletar dados do tanque de água. A câmara de referência deve ser colocada em um local onde ela não interfira no caminho do feixe até a câmara de medição e a câmara de medição não interfira no caminho do feixe até a câmara de referência.

Para o Tanque de água Standard Imaging, uma câmara A17 pode ser colocada no fosso fora do tanque de água, ao longo da borda longa do tanque. O sinal nessa posição será baixo para algumas configurações.

OBSERVAÇÃO: Por exemplo, na orientação transversal do tanque de água SI, a colocação da câmara A17 no fosso significa que somente a dispersão do feixe será coletada.

Em alguns casos, a normalização da medição na câmara de referência degrada a relação sinal/ruído e não deve ser necessária se os dados da câmara de referência mostrarem que a saída do feixe está estável durante a aplicação.

O TG-51 observa que o ponto efetivo de medição para uma câmara cilíndrica fica a montante da posição real da câmara, devido, principalmente, à direção para frente dos elétrons secundários. A Accuray Incorporated explica a profundidade efetiva coletando todos os perfis do tanque de água com a câmara cilíndrica A1SL fisicamente alterada em 1,2 mm mais profundo que a profundidade declarada de medição *(r_{cav} = 2,025 mm; 0,6 r_{cav} = 1,215 mm)*.

Método de análise

O *TQA* pode ser usado para verificar perfis transversais, PDD que não sejam em forma de serpente e perfis longitudinais em comparação com os dados de referência. Consulte o manual do software Accuray TQA para obter mais informações sobre análise de perfis.

Se o TQA não estiver disponível, os seguintes métodos alternativos de análise de perfil podem ser usados em seu lugar.

O software TEMS que vem com o pacote de Medição do feixe e pacote de QA (Kit de tanque de água Standard Imaging) pode ser utilizado para determinar o tamanho FWHM ou FWQM dos perfis. Também inclui recursos de processamento (alteração no FW% M, interpolação etc.) para permitir uma comparação adicional no *Excel*, mas o software TEMS 1.0.x não inclui ferramentas para comparações automáticas entre os perfis medidos e de referência. O software TEMS 2.0.x pode comparar perfis medidos com perfis de referência, conforme descrito no *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria).

Você pode usar sua própria ferramenta gama de comparação de perfis ou combinar dados medidos e de referência na planilha do *Microsoft Excel* fornecida pela Accuray Incorporated para comparação visual.

A planilha do Microsoft *Excel* fornecida pela Accuray Incorporated é chamada de planilha TCOM (Comissionamento do tratamento). A planilha TCOM inclui os dados de referência do tanque de água e os respectivos perfis de dose calculados gerados com o uso do modelo de feixe instalado em seu sistema. Isso inclui os perfis transversais e longitudinais dos PDD para todos os feixes de tratamento comissionados.

IMPORTANTE: Existem vários modelos de feixe diferentes no campo. Use a planilha adequada ao seu modelo de feixe, fornecida pela Accuray Incorporated.

Função de resposta da câmara

Os dados para o modelo do feixe foram medidos usando um tanque de água Standard Imaging e uma câmara de ionização A1SL. Portanto,

$$\textit{Measured Profile} = \textit{Actual Profile} \otimes \textit{Detector Response}$$

A resposta do detector pode ter um impacto significativo nas medições de perfil nas regiões de alto gradiente. Isso foi levado em consideração no modelo do feixe.

- Os perfis de fluência longitudinal do modelo do feixe foram desconvolvidos com base na resposta A1SL, para torná-los independentes das características da câmara A1SL.
- Os dados de perfil transversal não foram desconvolvidos da resposta do detector, pois as regiões de alto gradiente dos perfis transversais (região de penumbra) são modeladas pelos filtros de lâminas e não pelos dados de perfil transversais.
- Os dados do PDD não foram desconvolvidos da resposta do detector, pois a região de alto gradiente (acúmulo) dos dados do PDD está fora do intervalo de comparação da Accuray Incorporated. Consulte “Explicação das tolerâncias da Accuray Incorporated” (página 197).

Um conjunto de dados de referência fornecidos pela Accuray Incorporated e correspondentes ao modelo de feixe do seu sistema consiste em perfis longitudinais (já convolvidos com a resposta da câmara de ionização A1SL e rotulados como “convolvidos calculados”), perfis transversais e PDD. Esses dados podem ser devidamente comparados com suas medições usando uma câmara A1SL.

Se uma câmara de ionização diferente for usada para medições de QA e se você pretende comparar as medidas dos perfis longitudinais com os dados do modelo do feixe, você pode realizar as seguintes tarefas.

1. Determinar a função de resposta da câmara. (A Accuray Incorporated não fornece ferramentas para ajudar na determinação da função de resposta da câmara.)
2. Localizar os perfis longitudinais desconvolvidos na planilha TCOM fornecida pela Accuray Incorporated. Esses perfis foram gerados usando o modelo de feixe instalado no sistema.
3. Convolver os perfis de modelos desconvolvidos da Etapa 2 com a função de resposta da câmara determinada na Etapa 1, para facilitar a comparação com os dados longitudinais do tanque de água medidos com a sua câmara de ionização.

Descrição XML

Os arquivos **.xml** listados nesta seção incluem procedimentos para medir os dados do tanque de água para todas as configurações da garra de tratamento disponíveis em um sistema totalmente licenciado. Se o seu sistema não tiver garras dinâmicas ou o perfil de 1,0 cm, você poderá usar os mesmos arquivos **.xml**, ignorando os procedimentos para configurações de garras que não se aplicam ao seu sistema.

Os arquivos **.xml** contêm as mesmas configurações de máquina que foram utilizadas para coletar dados de referência quando a Accuray Incorporated criou o modelo do feixe. Todas as varreduras do tanque de água são executadas na tarefa **Machine QA** (QA da máquina) do Console de aplicação de tratamento.

DICA: Se a máquina não for comissionada para tratamentos com garras dinâmicas, use os arquivos **.xml** listados abaixo e ignore o procedimento J14 mm, bem como todos os procedimentos assimétricos.

OBSERVAÇÃO: Os arquivos **.xml** do tanque de água têm todas as lâminas abertas para as medições dos perfis transversais, mas apenas as 40 lâminas centrais abertas na orientação longitudinal do tanque, devido à largura limitada do tanque de água Standard Imaging ao longo de sua menor dimensão.

Medições dos Perfis longitudinais e PDD	
Onde obter o XML:	O arquivo **WaterTankLongitudinal.xml** pode ser solicitado ao Atendimento ao cliente da Accuray ou baixado do *TQA*.
Nome do paciente:	ZZZ Tanque de água Longitudinal (Lâminas Mid40)
Descrições do procedimento:	• J42 mm, Mid40leaves (Méd40lâminas) • J20 mm, Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J14 mm Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J7 mm, Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J20 mm +IECY Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J14 mm +IECY Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J7 mm +IECY Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J20 mm -IECY Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J14 mm -IECY Mid40Leaves (Méd40lâminas) • J7 mm -IECY Mid40Leaves (Méd40lâminas)
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	None (Nenhum)

Medições dos Perfis longitudinais e PDD	
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático a 0°
Garras:	Consulte as descrições dos procedimentos
MLC:	Lâminas 13-52 abertas (40 lâminas centrais)
Tempo de ativação do feixe:	1.000 s (o procedimento pode ser interrompido quando a coleta de dados terminar)

Configuração dos perfis transversais	
Onde obter o XML:	O arquivo **WaterTankTransverseSetup.xml** pode ser solicitado ao Atendimento ao cliente da Accuray ou baixado do *TQA*.
Nome do paciente:	ZZZ Topo configuração transversal do tanque de água
Descrição do procedimento:	Topo_FW10_AllLeavesOpen_Couch_40sec
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	30 mm
Translação da mesa durante o procedimento:	1,0 mm/s
Gantry:	Estático a 0°
Garras:	J07 (largura do campo nominal de 1 cm)
MLC:	Todas as lâminas abertas
Tempo de ativação do feixe:	40 s

Medições dos perfis transversais	
Onde obter o XML:	O arquivo **WaterTankTransverse.xml** pode ser solicitado ao Atendimento ao Cliente da Accuray ou baixado do *TQA*.
Nome do paciente:	ZZZ Tanque de água transversal (todo aberto)
Descrição do procedimento:	• J42 mm todos abertos • J20 mm todos abertos • J7 mm todos abertos • J14 mm todos abertos
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático a 0°
Garras:	Consulte as descrições dos procedimentos
MLC:	Todas as lâminas abertas
Tempo de ativação do feixe:	1.000 s (o procedimento pode ser interrompido quando a coleta de dados terminar)

Configurar e aplicar o teste

- Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal 205
- Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal. 207
- Perfis longitudinais simétricos 207
- PDD. 208
- Perfis longitudinais assimétricos 208
- Configuração inicial do tanque: Orientação transversal 208
- Verificação do alinhamento: Orientação transversal 209
- Perfis transversais. 211

OBSERVAÇÃO: Esta seção contém instruções gerais para coleta de dados do tanque de água. As instruções específicas do equipamento Standard Imaging e do software TEMS se encontram no “Medição de perfis de feixe com o tanque de água e a câmara A1SL Standard Imaging” (página 539).

IMPORTANTE: Antes de executar as tarefas de QA, aqueça o sistema e realize uma varredura aérea para ajudar a atingir um feixe estável e uma qualidade de imagem ideal.

Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal

1. Coloque o tanque de água na mesa no isocentro virtual. Se for um tanque 2D, comece com a orientação que será usada para coletar perfis longitudinais e PDD.
2. Alinhe a rotação ao redor do eixo z do tanque com os lasers suspensos verdes (pode ser mais fácil fazer isso com um tanque vazio).
3. Encha o tanque com água até uma profundidade de, pelo menos, 215 mm.
4. Coloque a câmara de medição no suporte do braço de varredura.
5. Coloque a câmara de referência em sua devida posição.
6. Enquanto ainda estiver na sala de tratamento, use o controlador do braço de varredura para direcionar a câmara ao redor de todo o perímetro do tanque. Certifique-se de que:
   - Os sensores de limite impedem que a câmara colida com as paredes do tanque ou comprima o cabo da câmara de ionização contra as paredes do tanque.
   - A configuração permite que o cabo de sinal se mova livremente no tanque.

- O cabo da câmara de medição não interfere no caminho do feixe para a câmara de medição.
- A câmara de referência não interfere no caminho do feixe para a câmara de medição, e a câmara de medição não interfere no caminho do feixe para a câmara de referência.

AVISO: Se o cabo da câmara de medição interceptar o caminho do feixe para a câmara, isso causará anomalias no sinal.

7. Com o tanque fora do furo no isocentro virtual:
   - Alinhe a rotação do tanque ao redor do eixo z (±IEC Y) para que a câmara se mova paralelamente ao laser sagital suspenso.
   - Mova a câmara para o centro aproximado do tanque em Y. Em seguida, ajuste o tanque de modo que o volume de coleta da câmara fique centralizado nos lasers suspensos verdes em X e Y.
8. Direcione o tanque em 700 mm para dentro do furo.

IMPORTANTE: Verifique se há folga suficiente enquanto a mesa se move para dentro do furo.

9. Com o tanque no furo no isocentro:
   - Ajuste a altura da mesa de modo que a superfície da água coincida com os lasers de furo verde (850 mm de SSD).
   - Ajuste o nivelamento do tanque ou do braço de varredura (rotação ao redor do eixo x) para que a câmara se desloque paralelamente à superfície da água.

IMPORTANTE: A rotação ao redor do eixo x do tanque deve ser ajustada com a mesa no furo, para dar conta dos efeitos da inclinação da mesa.

   - Ajuste o nivelamento do tanque ou do braço de varredura (rotação ao redor do eixo y) para que o trajeto vertical da câmara seja paralelo ao eixo Z.
   - Ajuste a profundidade da câmara de modo que fique metade submersa.
10. Verifique novamente a configuração do tanque para garantir que todos os parâmetros nas Etapas 7-9 passem (alguns parâmetros são interdependentes).
11. Direcione a câmara cilíndrica $0{,}6\ r_{cav}$ mais profundamente no tanque, para representar a profundidade efetiva de medição. No software, marque essa posição da câmara como a origem (posição zero).

12. Se desejar, tire a mesa do furo em 700 mm e adquira uma imagem *CTrue™* para verificar a configuração (água a 850 mm SSD, câmara A1SL a 1,2 mm de profundidade física). Ajuste a configuração se necessário e, em seguida, direcione a mesa em 700 mm para dentro do furo.

Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal

Antes de medir os perfis do tanque de água, verifique a posição Y da câmara e o alinhamento rotacional do tanque ao redor do eixo X (rotação ao redor do eixo X) coletando perfis de alinhamento:

1. Abra o paciente **ZZZ tanque de água longitudinal (lâminas Mid40)** e execute um procedimento **J7mm Mid40Leaves** (Méd40lâminas).
2. Depois que o feixe estiver ligado por pelo menos 10 segundos, use o software do tanque de água para coletar perfis longitudinais a profundidades de 15 mm e 200 mm. Colete dados em passos de 0,5 mm em um intervalo de 30 mm.
3. Use o software do tanque de água para encontrar os centros dos perfis (com base em seu FWHM) em relação à posição central da câmara.
4. Se os centros dos perfis em diferentes profundidades diferirem mais de 2 mm, ajuste o nivelamento do tanque na sala, redefina a profundidade da câmara e execute as varreduras novamente até obter aprovação.

   Se os perfis em diferentes profundidades concordarem em 2 mm, a rotação do tanque ao redor do eixo X será aceitável. Com a câmara em sua posição zero (origem; profundidade física de 1,2 mm), ajuste a posição Y da câmara de acordo com a média dos resultados para os dois perfis e redefina a origem no software.

OBSERVAÇÃO: Embora a câmara estivesse alinhada na posição Y para os lasers quando estava fora do furo, normalmente, um pequeno ajuste Y é necessário quando a câmara está dentro do furo, devido ao efeito da rotação ao redor do eixo X da inclinação da mesa sobre a posição Y da câmara.

Perfis longitudinais simétricos

Colete perfis longitudinais para todas as larguras de campo simétricas comissionadas. A especificação se baseia na profundidade de 15 mm, mas é recomendável coletar dados em profundidades de: [15, 50, 100, 150 e 200] mm. Pode ser utilizada uma resolução de amostragem de tempo de 100 ms. As distâncias mínimas recomendadas de varredura e as velocidades da mesa estão listadas na tabela a seguir.

Largura do campo (mm)	Distância total da varredura (mm)	Velocidade da varredura (mm/s)	Profundidade da varredura (mm)
FW10 (J07)	100	1	15, 50, 100, 150, 200
FW18 (J14)	150	2	15, 50, 100, 150, 200
FW25 (J20)	150	2	15, 50, 100, 150, 200
FW50 (J42)	200	2	15, 50, 100, 150, 200

PDD

Colete PDD para todas as larguras de campo simétricas. Meça o PDD em profundidades de 0 a 19 mm em passos de 1 mm e de 20 a 220 mm em passos de 10 mm. Além disso, execute um PDD em forma de serpente para o campo de 10 mm (perfis longitudinais com velocidade de varredura de 2 mm/s em uma distância de 20 mm em Y a cada profundidade).

Perfis longitudinais assimétricos

Os perfis longitudinais assimétricos devem ser coletados com posicionamento longitudinal preciso. Normalmente, eles são medidos apenas a uma profundidade de 15 mm.

Para verificar a configuração dos perfis assimétricos, repita o perfil de alinhamento em uma profundidade de 15 mm, conforme descrito em “Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal” (página 207) e ajuste a posição de referência Y até que o perfil simétrico de 1 cm esteja centralizado em ±0,05 mm do isocentro em uma profundidade de 15 mm.

Colete os perfis assimétricos longitudinais a uma profundidade de 15 mm em passos de 1,0 mm ao longo de uma distância de varredura de, pelo menos, 100 mm, para todas as larguras de campo assimétricas.

Configuração inicial do tanque: Orientação transversal

1. Com um tanque 2D, retire o tanque do furo e gire-o 90° para coletar os perfis transversais. Use o controlador do braço de varredura para mover a

câmara ao longo de todo o perímetro do tanque a fim de garantir que os cabos tenham folga suficiente e não atrapalhem a medição.

DICA: Marque os lasers suspensos transversais e sagitais com fita no tanque antes de girá-los. Essas marcas podem ser usadas como orientação para alcançar uma rotação de 90° da configuração anterior na orientação longitudinal.

2. Com o tanque fora do furo no isocentro virtual:
   a) Alinhe a rotação ao redor do eixo Z do tanque para que a câmara se mova paralelamente ao laser suspenso transversal.
   b) Mova a câmara para o centro aproximado do tanque em X. Em seguida, ajuste o tanque de modo que o volume de coleta da câmara fique centralizado nos lasers suspensos verdes em X e Y.
3. Direcione o tanque em 700 mm para dentro do furo.
4. Com o tanque no furo no isocentro:
   a) Ajuste a altura da mesa de modo que, quando o tanque estiver no furo, o laser de furo verde percorra a superfície da água (850 mm de SSD).
   b) Renivele a configuração para explicar a inclinação da mesa na nova orientação. Quando o tanque está no furo, a câmara deve se mover paralelamente à superfície da água. Ainda com o tanque no furo, a rotação ao redor do eixo X do braço de varredura precisará ser ajustada com o uso de um nível para corrigir a inclinação da mesa.
   c) Ajuste a profundidade da câmara de modo que fique metade submersa.
5. Verifique novamente a posição do tanque para garantir que todos os parâmetros das Etapas de 2-4 passem (algumas etapas são interdependentes).
6. Direcione a câmara cilíndrica $0{,}6\ r_{cav}$ mais profundamente no tanque, para representar a profundidade efetiva de medição. No software, marque essa posição da câmara como a origem (posição zero).
7. Se desejar, retire o tanque do furo e adquira uma imagem *CTrue™* para confirmar a configuração. Ajuste a configuração se necessário e, em seguida, direcione a mesa em 700 mm para dentro do furo.

Verificação do alinhamento: Orientação transversal

Antes de medir os perfis do tanque de água, verifique o alinhamento rotacional do tanque coletando perfis de alinhamento:

1. Mova a mesa 50 mm para fora do furo e execute um conjunto de 3 varreduras de verificação de configuração usando o paciente **WaterTankTransverseSetup.xml**. Use uma posição diferente de câmara para cada varredura: 1) X = -150 mm, profundidade = 15 mm;

2) X = +150 mm, profundidade = 15 mm; 3) X = 0, profundidade = 200 mm. Inicie a medição do perfil antes de o feixe ser ativado.

OBSERVAÇÃO: Cada procedimento **WaterTankTransverseSetup.xml** direciona a mesa em 30 mm para dentro do furo (configuração para distância pronta). Com o feixe ativado, a mesa se desloca na direção Y para coletar um perfil longitudinal por uma distância de 40 mm (varrendo um intervalo de [-20 mm, 20 mm] em Y em relação ao isocentro). Quando o procedimento terminar, a mesa retorna à posição que ocupava imediatamente antes de pressionar **Ready** (Pronto).

2. Como a medição do perfil é iniciada antes de ativar o feixe, os cantos de feixe ativado e de feixe desativado podem ser identificados nos perfis pelo aumento repentino do sinal da câmara. Verifique a centralização do FWHM de cada perfil em relação às posições de feixe ativado e de feixe desativado. Determine o resultado médio da centralização. Consulte a imagem a seguir para obter mais informações.

   Se os perfis individuais diferirem da média em mais de 1 mm, ajuste o nivelamento do tanque na sala (rotação ao redor do eixo x ou rotação ao redor do eixo z), redefina a profundidade da câmara e execute as varreduras novamente até ser aprovado.

   Se os perfis individuais estiverem dentro de 1 mm de sua média, a rotação do tanque ao redor dos eixos x e z será aceitável. Ajuste a posição Y da mesa para corrigir a posição média do centro em suas 3 varreduras.

3. Traga a mesa 50 mm para dentro do furo (até o isocentro).

Árvore de decisão

Perfis transversais

Os perfis transversais para todas as larguras de campo simétricas comissionadas devem ser coletados. Embora a especificação tenha base na profundidade de 15 mm, recomenda-se coletar perfis transversais em profundidades de [15, 50, 100, 150, 200] mm. A Accuray Incorporated usa uma velocidade horizontal de 6 mm/s e uma distância de varredura de 510 mm para as varreduras de perfis transversais.

Analisar o resultado

- Notas gerais sobre a planilha TCOM 212
- Analisar dados transversais (IECX) e longitudinais (IECY) 214
- Analisar dados de PDD (IECZ). 216
- Resumo dos resultados 217

Notas gerais sobre a planilha TCOM

OBSERVAÇÃO: Consulte o Manual do TQA™ para obter instruções sobre como analisar os perfis no *TQA*. Consulte o *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria) para obter instruções sobre a análise dos perfis no TEMS 2.0.x. Esta seção discute o uso da planilha do TCOM para análise.

Ignore todas as planilhas rotuladas para dados Helicoidais. Todas as outras planilhas contêm dados de perfil de feixe medidos e calculados ou gráficos que comparam os dados de perfil medidos e calculados. As células amarelas sombreadas são células nas quais os dados medidos *processados* devem ser copiados. Consulte “Medição de perfis de feixe com o tanque de água e a câmara A1SL Standard Imaging” (página 539) para obter informações sobre como processar os dados com TEMS.

Quando a planilha é fornecida pela primeira vez, as colunas **Measured Data** (Dados medidos) contêm os dados de referência do tanque de água cuja média foi calculada para dez máquinas de produção. Esses dados da média de dez máquinas foram usados para derivar o modelo do feixe, mas não é idêntico ao modelo do feixe. Os dados de perfil medidos contidos na planilha TCOM podem ser sobrescritos por dados específicos do local medidos para fins de comparação.

Por convenção, quando os funcionários da Accuray Incorporated usam um software interno não comercial para comparação gama entre dados medidos e de referência, os dados de referência são os dados originais da média das dez máquinas das colunas amarelas **Measured Data** (Dados medidos) da planilha. No entanto, para a comparação visual na planilha TCOM, os dados calculados a partir do modelo de feixe são normalmente plotados como referência para comparação com os dados A1SL do local que foram medidos (veja, abaixo descrições de **Scaled Convolved Calculated Data** (Dados escalonados convolvidos Calculados) e **Scaled CalcData** (Dados calculados escalonados)). A comparação com os dados do modelo de feixe é mais estritamente correta do que a comparação com a média de dez máquinas.

Para planilhas de perfil longitudinal (LONG_DATA _ ##):

- As colunas **Calculated Data** (Dados calculados) contêm informações de posição e dose para perfis de feixe gerados por meio da realização de um cálculo de dose utilizando o modelo de feixe instalado no seu sistema. Esses dados são desconvolvidos a partir da resposta da câmara de ionização.

OBSERVAÇÃO: Se uma câmara diferente de uma A1SL for usada, os dados calculados podem ser convolvidos com a resposta da câmara a serem comparados com os dados medidos.

Os perfis de dose desconvolvidos se encontram nas colunas de dados calculados (A-J) das planilhas LONG_DATA _ ##. As linhas de amostra de uma planilha LONG_DATA_10 são apresentadas na imagem a seguir. Existem duas colunas de dados para cada perfil de dose em uma determinada profundidade: uma coluna para a posição e uma coluna para a dose.

Depth

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
1					Calculated Data (Gy/min)					
2	D15mm	6.877693	D50mm	5.41687	D100mm	3.800239	D150mm	2.684361	D200mm	1.905475
3	135	0.005726	135	0.007521	135	0.010544	135	0.011412	135	0.012188
4	134.5	0.00575	134.5	0.007556	134.5	0.010571	134.5	0.011439	134.5	0.012385
5	134	0.00586	134	0.007665	134	0.010727	134	0.011616	134	0.012484
6	133.5	0.005891	133.5	0.007855	133.5	0.01103	133.5	0.011772	133.5	0.012703
7	133	0.005913	133	0.008082	133	0.011065	133	0.011944	133	0.012935

Position Dose

Dados desconvolvidos calculados da planilha de amostra LONG_DATA_10

- As colunas **Convolved Calculated Data** (Dados convolvidos calculados) contêm informações sobre posição e dose das colunas Dados calculados convolvidos com a resposta da câmara de ionização A1SL.
- As colunas **Measured Data** (Dados medidos) contêm informações sobre posição e dose para os perfis de feixe medidos. Esses dados são plotados na planilha de plotagem correspondente.
- As colunas **Scaled Convolved Calculated Data** (Dados escalonados convolvidos calculados) contêm informações sobre posição e dose das colunas Dados convolvidos calculados escalonadas ao máximo dos Dados medidos. Esses dados são plotados na planilha de plotagem correspondente.

OBSERVAÇÃO: Os **Scaled Convolved Calculated Data** (Dados escalonados convolvidos calculados) podem ser usados para comparação com as medidas dos perfis do feixe longitudinal coletadas com o uso a câmara de ionização A1SL.

Para Planilhas de Perfil do PDD (PDD_DATA _ ##):

- As colunas **Calculated Data** (Dados calculados) contêm informações sobre posição e dose para os perfis de feixe calculados usando o modelo de feixe instalado no sistema. O espectro de energia utilizado pelo Sistema de planejamento foi determinado a aproximar significativamente o PDD calculado do PDD medido com padrão dourado (média de 10 máquinas).
- As colunas **Measured Data** (Dados medidos) contêm informações sobre posição e dose para os perfis de feixe medidos. Esses dados são plotados na planilha de plotagem correspondente.
- A coluna **Scaled CalcData** (Dados escalonados calculados) contém informações sobre dose da coluna Dados Calculados escalonados para coincidir com os Dados medidos a 100 mm de profundidade.

Para planilhas de perfil transversal (TRAN_DATA _ ##):

- As colunas **Calculated Data** (Dados calculados) contêm informações sobre posição e dose para os perfis de feixe calculados usando o modelo de feixe instalado no sistema.
- As colunas **Measured Data** (Dados medidos) contêm informações sobre posição e dose para os perfis de feixe medidos. Esses dados são plotados na planilha de plotagem correspondente.
- As colunas **Scaled Calculated Data** (Dados calculados escalonados) contêm informações sobre posição e dose das colunas Dados calculados, escalonados ao máximo dos Dados Medidos. Esses dados são plotados na planilha de plotagem correspondente.

Analisar dados transversais (IECX) e longitudinais (IECY)

1. Se os dados forem medidos usando o software TEMS, o formato de dados será armazenado como um arquivo (**.csv**) de valores separados por vírgula que pode ser aberto no *Microsoft Excel*. Abra os dados medidos processados em *Microsoft Excel* (consulte “Medição de perfis de feixe com o tanque de água e a câmara A1SL Standard Imaging” (página 539) para obter instruções de processamento) e copie as colunas de **position** (posição) e **value** (valor) para cada profundidade. Um arquivo TEMS de amostra é apresentado na seguinte imagem.
2. Cole os dados medidos processados nas colunas amarelas sombreadas corretas da planilha TCOM usando **Paste Special > Values** (Colar especial > Valores).

3. Compare visualmente os dados medidos e calculados ou use suas próprias ferramentas de análise (que não da Accuray).

   A seguinte imagem é um perfil longitudinal de amostra plotado da planilha **TCOM**. A coluna C representa a posição da câmara (a definição do eixo de varredura como sendo X ou Y depende da orientação do tanque). A coluna D representa a profundidade da câmara. A coluna E representa os dados medidos no Canal 1. A coluna F é o canal de referência neste exemplo. Observe que, neste exemplo, o Canal 1 não foi normalizado para o canal de referência.

	A	B	C	D	E	F	G
7	*abs time	delta time	iec x/y	iec z	tt1	tt2	tt3
8	172	172	24.656	15	150.4439	35648.86	-
9	359	187	24.282	15	150.6657	35672.17	-
10	547	188	23.906	15	153.7706	35689.31	-
11	734	187	23.532	15	157.7746	35656.97	-
12	922	188	23.156	15	160.7356	35653.66	-
13	1109	187	22.782	15	165.4169	35633.16	-
14	1297	188	22.406	15	168.6297	35652.79	-
15	1484	187	22.032	15	167.9104	35651.69	-
16	1672	188	21.656	15	171.0813	35638.06	-
17	1859	187	21.282	15	174.7316	35625.47	-
18	2047	188	20.906	15	177.0453	35602.57	-
19	2234	187	20.532	15	179.5688	35651.94	-
20	2422	188	20.156	15	185.401	35653.68	-
21	2609	187	19.782	15	188.9974	35629.99	-
22	2797	188	19.406	15	193.6907	35635.7	-
23	2984	187	19.032	15	199.5948	35593.11	-
24	3172	188	18.656	15	206.8416	35648.9	-
25	3359	187	18.282	15	213.1413	35613.85	-
26	3547	188	17.906	15	218.2542	35642.3	-
27	3734	187	17.532	15	228.8456	35594.78	-
28	3922	188	17.156	15	233.7308	35619.6	-

Exemplo de dados de perfil longitudinal medidos em TEMS e abertos no *Microsoft Excel*

Perfil longitudinal

Analisar dados de PDD (IECZ)

1. Caso tenha medido seus dados usando TEMS, copie os dados relevantes sobre profundidade e valor dos arquivos de dados medidos processados no TEMS:
   - O TEMS agrupa os dados de perfil por profundidade. Quando você **Translate PDD** (Transladar PDD) no TEMS, o algoritmo criará uma profundidade artificial de 900 mm para agrupar todos os dados PDD em um único conjunto.
   - Ignore as linhas da planilha medida processada, em que IECZ <900.
   - As linhas rotuladas com profundidade 900.1 devem ser copiadas se o canal de dados tiver sido o canal 1 e as linhas rotuladas com 900.2 devem ser copiadas se o canal de dados tiver sido o canal 2. Para perfis que não são em forma de serpente, 900.1 e 900.2 contêm os mesmos dados.
2. Cole os dados medidos nas colunas amarelas da planilha TCOM usando **Paste Special > Values** (Colar especial > Valores). As profundidades estão em mm.

3. Compare visualmente os dados medidos e calculados, ou use o seu próprio método de análise (que não da Accuray). A planilha escalona o PDD calculado para coincidir com seus dados medidos a uma profundidade de 10 cm. A imagem abaixo é um perfil do PDD de amostra plotado da planilha TCOM.

Gráfico do perfil do PDD de amostra

Resumo dos resultados

Use a tabela fornecida abaixo para acompanhar seus resultados.

OBSERVAÇÃO: Se você não tiver o feixe de 1,0 cm comissionado no seu sistema, a primeira linha da tabela (FW10 mm) não é aplicável.

OBSERVAÇÃO: Se você não tiver garras dinâmicas comissionadas no seu sistema, as colunas FW18 mm e Longitudinal (assimétrica) não serão aplicáveis.

Largura do campo	PDD	Longitudinal (simétrico)	Longitudinal –IECY (assimétrico)	Longitudinal + IECY (assimétrico)	Transversal
FW10 mm (J07)	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR
FW18 mm (J14)	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR
FW25 mm (J20)	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR
FW50 mm (J42)	APROVAR/ REPROVAR	APROVAR/ REPROVAR	ND	ND	APROVAR/ REPROVAR

O que fazer se o teste falhar

- Verifique a configuração (nivelamento do tanque, SSD, profundidade e posição da câmara). Entre na sala para garantir que a câmara esteja na posição esperada, conforme informado pelo software de varredura.
- Certifique-se de que o cabo da câmara de ionização não intercepte a visão do feixe da câmara em profundidades mais rasas.
- Certifique-se de que o braço de varredura não salte ou vibre excessivamente durante a digitalização.
- Certifique-se de que os eixos do braço de varredura formem um ângulo um com o outro.
- Caso use as ferramentas Standard Imaging, tente coletar e comparar os perfis longitudinais e transversais a uma profundidade de 15 mm no modo de **Quick Scan** (Varredura rápida) (TEMS 1.0.x) ou **Continuous** (contínua) (TEMS 2.0.x) em relação ao modo **Step Profile** (Perfil de degrau). (O modo **Step Profile** (Perfil de degrau) elimina as incertezas sobre a posição da câmara associadas à aceleração do braço de varredura.)
- Tente analisar os dados sem normalizar para o canal de referência, pois o canal de referência pode introduzir ruído nos dados.
- Se tiver dúvidas sobre como interpretar os resultados, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.
- Caso tenha determinado que um ajuste é necessário (por exemplo, energia ou larguras de campo), entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para realizar o ajuste. Após o ajuste, meça novamente os dados do tanque de água para garantir que ele seja aprovado. Além disso, acompanhe a verificação da dose de IMRT.

OBSERVAÇÃO: Apesar de o seu representante de serviços não ser treinado para realizar medições de dados do tanque de água, ele está capacitado para ajustar a energia até uma porcentagem especificada ou solucionar perfis longitudinais com falha por meio de medições do *Virtual Water*.

Calibração absoluta de dose

Visão geral da calibração absoluta de dose 222
Teoria da calibração absoluta de dose 223
Descrição dos planos do objeto simulador Tomo 231
Planilha de Verificação do objeto simulador Tomo 233
Criar pacientes do objeto simulador Tomo 236
Criar planos do objeto simulador Tomo. 239
Configurar e aplicar o teste 244
O que fazer se o teste falhar 253

Visão geral da calibração absoluta de dose

Referência TG-148:	Verificação de dosimetria (IV.B.3)
Outros nomes para este teste:	Objeto simulador *TomoHelical*, Objeto simulador *TomoDirect*
Finalidade:	Verifique se a dose aplicada pela máquina é consistente com as previsões da calculadora de dose.
Método:	Para um conjunto de planos IMRT no objeto simulador *Tomo*, meça a dose com uma câmara de ionização e compare-a com a dose calculada.
Especificação da Accuray:	A dose medida corresponde à dose calculada em uma faixa aproximada de ±3% da dose-alvo (±3% de 2 Gy é ±0,06 Gy) e ±3 mm para os planos *TomoHelical* e *TomoDirect.*
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	• Objeto simulador *Tomo* • Uma ou mais câmaras de ionização A1SL • Eletrômetro • *Microsoft Excel*

Teoria da calibração absoluta de dose

- Método de calibração da dose de IMRT. 223
- Visão geral do fluxo de trabalho 225
- Ajustes de saída e do JFOF 226
- Considerações sobre os objetos simuladores 226

Método de calibração da dose de IMRT

A saída de dose do sistema de tratamento é calibrada pela comparação entre os cálculos de dose para planos IMRT no objeto simulador *Tomo* e as medições da câmara de ionização. Esse método de calibração de dose é utilizado, pois simula um tratamento generalizado do paciente e porque a calculadora de dose informa a dose esperada apenas para planos criados no sistema de planejamento (todos os planos criados no sistema de planejamento têm movimento de mesa e modulação da lâmina).

OBSERVAÇÃO: As medições com campos abertos estáticos são uma parte importante da QA diária e mensal, servindo como verificação de constância em relação às referências específicas do local estabelecidas na conclusão do comissionamento. O Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® não calcula a dose esperada para campos abertos estáticos e, portanto, estes não são usados para calibração absoluta de dose.

A calibração requer um conjunto de planos no objeto simulador *Tomo*. A Accuray Incorporated fornece um exemplo de conjunto de planos que inclui uma planilha contendo perfis de dose calculados para uso em Testes de aceitação. A mesma imagem de planejamento e os mesmos parâmetros de planejamento são aplicados para todas as máquinas, porém os resultados da otimização e os perfis de dose calculados são específicos do modelo de feixe e dos dados do MLC de cada máquina. Um conjunto semelhante de planos deve ser gerado pelo Físico do local para o comissionamento de clientes e QA em andamento. O Físico do local pode optar por usar seu próprio modelo de densidade e varredura do objeto simulador para explicar a densidade do objeto simulador específico. O Físico do local deve realizar seus próprios cálculos de planos no Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® para garantir que o último modelo de feixe e os últimos dados do MLC sejam usados para os cálculos (eventos de serviços podem envolver atualizações no modelo de feixe e nos dados de MLC).

Na seguinte figura dos VOI do plano do objeto simulador *Tomo*, a estrutura azul escura e a estrutura na cor ciano são alvos e a estrutura amarela é uma estrutura de evitação. Dois alvos são usados para exercer uma maior variedade de lâminas. A configuração do objeto simulador está deslocada do isocentro na direção de IEC Z.

VOI do Plano do objeto simulador *Tomo*

Na seguinte Amostra da planilha de cálculo do objeto simulador *Tomo*, a linha azul do gráfico representa o perfil de dose calculado. Os perfis calculados do objeto simulador *Tomo* são específicos da máquina; esta figura é apenas para fins ilustrativos. Os pontos vermelhos do gráfico são medidas da câmara de ionização com barras de erro de ±3%/3 mm (o ponto vermelho em (0,0) não foi medido e pode ser ignorado). Planilhas rotuladas como “RSS” (Execução de início e parada) são usadas para planos de garras dinâmicas e planilhas rotuladas como “NonRSS” (não RSS) são usadas para planos de garras fixas.

Extracted Dose Profiles		
Position	Value	Frac Dose (Gy)
-26.5898	0.2139	0.0428
-26.3184	0.2186	0.0437
-26.1269	0.2248	0.0450
-25.9355	0.2289	0.0458
-25.7441	0.2325	0.0465
-25.5527	0.2376	0.0475
-25.3613	0.2437	0.0487
-25.1699	0.2485	0.0497
-24.9785	0.2536	0.0507
-24.7871	0.2579	0.0516
-24.5957	0.2634	0.0527
-24.4043	0.2670	0.0534
-24.2129	0.2722	0.0544
-24.0215	0.2766	0.0553
-23.8301	0.2852	0.0570
-23.6387	0.2916	0.0583
-23.4473	0.2963	0.0593
-23.2559	0.3015	0.0603
-23.0644	0.3104	0.0621
-22.8730	0.3196	0.0639
-22.6816	0.3267	0.0653
-22.4902	0.3305	0.0661
-22.2988	0.3357	0.0671
-22.1074	0.3436	0.0687
-21.9160	0.3515	0.0703
-21.7246	0.3577	0.0715
-21.5332	0.3642	0.0728
-21.3418	0.3745	0.0749
-21.1504	0.3838	0.0768
-20.9590	0.3928	0.0786
-20.7676	0.4022	0.0804
-20.5762	0.4128	0.0826
-20.3848	0.4258	0.0852
-20.1934	0.4364	0.0873
-20.0019	0.4434	0.0887
-19.8105	0.4492	0.0898
-19.6191	0.4571	0.0914
-19.4277	0.4665	0.0933
-19.2363	0.4758	0.0952
-19.0449	0.4856	0.0971
-18.8535	0.4971	0.0994
-18.6621	0.5102	0.1020
-18.4707	0.5234	0.1047
-18.2793	0.5352	0.1070
-18.0879	0.5464	0.1093
-17.8965	0.5633	0.1127
-17.7051	0.5777	0.1155
-17.5137	0.5894	0.1179
-17.3223	0.6004	0.1201
-17.1309	0.6139	0.1228
-16.9394	0.6255	0.1251
-16.7480	0.6347	0.1269
-16.5566	0.6477	0.1295
-16.3652	0.6648	0.1330

Ion Chamber #	IC Serial #	Electrometer (Ce)	IC Cal (cGy/C)
1	XW121705	0.999	5.952E+10
2	XW120366	0.999	5.806E+10
3			
4			
5			
6			

Phantom offset from iso (cm)	0.2
Measurement Error Offset:	0
5.0cm Scaling Factor:	1.006

Hole Position(cm)	Charge (nC)	Ion Chamber #	Temp (Celsius)	Pressure (mmHg)	Measured Dose (Gy)	IEC X Position (cm)	Calculated Dose	Scaling Factor
-10.5	0.99	1	21.1	746.77	0.5953	-10.3	0.5891	
-0.5	3.36	1	20.7	746.24	2.0257	-0.3	2.0224	1.0016
1.0	3.48	2	20.7	746.24	2.0466	1.2	2.0289	1.0087
6.0	3.37	1	21.1	746.77	2.0331	6.2	2.0457	0.9938
10.0	3.46	2	21.1	746.77	2.0488	10.2	2.0320	1.0079
12.0	2.71	2	21.1	746.77	1.5948	12.2	1.5689	
						0.2	2.0263	
						0.2	2.0263	
						0.2	2.0263	
						0.2	2.0263	
						0.2	2.0263	
						0.2	2.0263	
							Avg Scaling	1.0030

Planilha de amostra de cálculo do objeto simulador *Tomo*

Visão geral do fluxo de trabalho

As seguintes etapas são incorporadas para gerar os planos de calibração da dose de IMRT usados no teste de aceitação. Inicialmente, a Accuray Incorporated planeja o conjunto de estruturas do objeto simulador *Tomo* em uma imagem de kVCT padrão do objeto simulador *Tomo* que inclui o modelo de densidade padrão usado no teste de fabricação. Todos os planos são criados com os mesmos conjuntos de contornos e o mesmo protocolo de planejamento.

1. O conjunto de estruturas e a kVCT do paciente do objeto simulador *Tomo* são importados pela Accuray Incorporated via DICOM como um plano de teste padrão na instalação.

2. O Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision* é usado para otimizar os vários planos do objeto simulador *Tomo*. O Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision* realiza o cálculo da dose usando o modelo de feixe específico do local, o qual inclui os JFOF e os parâmetros de MLC específicos da máquina.

3. Os valores de dose calculados são escritos em uma planilha do *Excel*.
4. Os planos são aplicados ao objeto simulador *Tomo* e câmaras de ionização são usadas para medir a dose em posições designadas. As medidas são inseridas na planilha do *Excel* para cálculos de dose e comparação com os dados calculados.
5. Os resultados das medições são utilizados para informar os ajustes da máquina.

   O Físico do local pode implementar um fluxo de trabalho semelhante para comissionamento e calibração de dose de IMRT de rotina.

Ajustes de saída e do JFOF

No fluxo de trabalho de comissionamento, a calibração de dose de IMRT é uma das últimas etapas, após garantir que o alinhamento, os perfis e a energia estejam dentro da tolerância. Nesse ponto, qualquer discrepância entre a dose calculada e a aplicada pode ser adequadamente tratada ajustando a saída da máquina ou planejando os Fatores de saída de fluência da garra (JFOF) com o Atendimento ao cliente da Accuray.

Se o seu sistema estiver configurado para permitir tratamentos *TomoHelical*, o modo de tratamento helicoidal é considerado o modo de tratamento fundamental do sistema. As medições do plano do objeto simulador do *TomoHelical* são usadas para tomar decisões sobre os ajustes de saída da máquina. Os tratamentos *TomoDirect* (se disponíveis) também são medidos para garantir que atendam às especificações. No entanto, para os sistemas com uma licença helicoidal, as medições do plano do objeto simulador do *TomoDirect* geralmente não são usadas para informar os ajustes de saída.

Se o seu sistema estiver configurado para permitir apenas tratamentos *TomoDirect*, as medições do plano do objeto simulador *TomoDirect* serão usadas para tomar decisões sobre os ajustes de saída da máquina.

Considerações sobre os objetos simuladores

Todos os planos do objeto simulador *Tomo* gerados pela Accuray Incorporated são baseados em um dos dois conjuntos de imagens de CT do planejamento kVCT universal do objeto simulador *Tomo*. Um conjunto de imagens universal é baseado no objeto simulador vermelho Med-Cal *Tomo* e outro conjunto de imagens universal é baseado no objeto simulador azul Sun Nuclear HE *Tomo*. O mesmo modelo de densidade do Teste de fábrica é aplicado aos dois conjuntos de imagens universais do objeto simulador. O modelo de densidade do Teste de fábrica é aplicável ao scanner utilizado para adquirir apenas essas imagens específicas do objeto simulador.

É possível que a densidade do objeto simulador da sua clínica não corresponda à densidade do objeto simulador universal usado nos planos de teste da Accuray. Isso pode ser devido a uma diferença na marca e no material do objeto simulador (Sun Nuclear versus Med-Cal) ou devido a variações de objeto simulador para objeto simulador. O físico do local deve criar planos semelhantes usando uma varredura do objeto simulador da sua clínica com um modelo de densidade apropriado.

Densidade do objeto simulador

O objeto simulador Med-Cal *Tomo* se aproxima mais da formulação “G” de *Virtual Water*, como descrito por McEwen e Niven 2006.

O material do objeto simulador foi projetado para imitar as propriedades de atenuação da radiação da água. As interações de Compton (interações dominantes nos feixes de megavoltagem e interações dominantes nos feixes de quilovoltagem para materiais semelhantes à água) são proporcionais à densidade de elétrons. A densidade nominal de elétrons do objeto simulador Med-cal *Tomo* em relação à água é de 1,013. A densidade de elétrons do HE do objeto simulador Sun Nuclear *Solid Water Tomo* em relação à água é especificada pelo fabricante como 1,000 +/- 0,005.

As densidades relativas de elétrons de todos os tecidos moles do corpo humano estão numericamente dentro de 1% de suas densidades de massa. Sendo assim, o objeto simulador *Tomo* não é muito semelhante ao tecido mole humano. A especificação para a densidade de massa do objeto simulador Med-Cal *Tomo* é 1,047 g/cm^3 ± 0,01 g/cm^3. A densidade de massa do HE do objeto simulador Sun Nuclear *Solid Water Tomo* é especificada pelo fabricante como 1,032+/-0,005 g/cm^3.

Ao criar um modelo de densidade, não use plugues de plástico na faixa de 0 ± 100 HU. Plugues na faixa de 0 ± 100 HU podem ter números de CT e densidades de elétrons muito semelhantes ao tecido humano correspondente, porém as densidades de massa podem diferenciar em poucos pontos percentuais. Em vez disso, analise a água real para obter um ponto de modelo de densidade a 1,0 g/cm^3 e cerca de 0 HU. Isso manterá a característica de semelhança ao tecido humano da semelhança numérica da densidade de massa e da densidade relativa de elétrons, para materiais com densidade próxima à da água.

Quando digitalizar seu objeto simulador *Tomo* (usando um scanner de MVCT ou de kVCT) e aplicar um modelo de densidade que tenha sido medido de acordo com as instruções da Accuray, a densidade de massa do objeto simulador *Tomo* no Sistema de planejamento de tratamento do *Accuray Precision* será numericamente semelhante à sua densidade relativa de elétrons. Isto é, a densidade do seu objeto simulador Med-Cal *Tomo* no sistema de planejamento deve ser próxima de 1,013 g/cm^3 e a densidade de HE do seu objeto simulador Sun Nuclear *Tomo* no sistema de planejamento deve ser próxima de 1,000.

No sistema de planejamento de tratamento, quando o modelo de densidade do Teste de fábrica é aplicado à imagem universal do objeto simulador Med-Cal *Tomo*, a densidade média do objeto simulador é de 1,023 g/cm^3.

É uma diferença de 1% da densidade nominal esperada do objeto simulador. (Como o ponto de água no modelo de densidade poderia ter sido ajustado para atingir uma densidade consistente com o valor nominal de 1,013 g/cm^3, a Accuray Incorporated optou por manter a consistência com os sistemas atualmente instalados no campo mantendo o valor em 1,023 g/cm^3.) Quando o modelo de densidade do Teste de fábrica é aplicado à imagem HE universal do objeto simulador do Sun Nuclear *Tomo*, a densidade média do objeto simulador é de cerca de 1,009 g/cm^3 e também aproximadamente 1% diferente da densidade nominal esperada desse objeto simulador. Esses valores são mantidos pela Accuray Incorporated para obter resultados dosimétricos semelhantes (relação entre dose medida e dose planejada) para planos criados na HE do objeto simulador do Sun Nuclear *Tomo* e medidos na HE do objeto simulador do Sun Nuclear *Tomo*, como nos planos criados no objeto simulador do Med-Cal *Tomo* e aplicados no objeto simulador do Med-Cal *Tomo*.

O método de calibração da dose de IMRT tem base na suposição de que a densidade relativa de elétrons do seu objeto simulador coincide com a densidade relativa de elétrons da imagem universal do simulador no paciente do objeto simulador *Tomo*. Se a densidade do seu objeto simulador diferir significativamente da densidade dos cálculos do plano, a calibração da dose será incorreta.

Como exemplo da magnitude dos erros de dose associados a valores de densidade incorretos, o gráfico a seguir mostra o desvio da curva de dose de profundidade nominal para um feixe de 5 cm x 40 cm que invade um tanque de água. Se a densidade real for de 1,0 g/cm^3, mas a calculadora de dose usar uma densidade de 1,02 g/cm^3 como entrada, a diferença de dose a uma profundidade de 15 cm será de cerca de -1%. Portanto, neste exemplo, um erro na densidade de 2% corresponde a um erro de dose de 1% a uma profundidade de 15 cm. Em situações clínicas, a quantidade de erros de dose associados a uma densidade incorreta dependerá do sinograma exato de aplicação (padrão de aplicação do MLC) e da geometria do objeto simulador ou do paciente, bem como do modelo de feixe.

Exemplo de erro de dose em um desvio relativo de uma curva de dose de profundidade nominal

IMPORTANTE: Antes de usar os planos de teste da Accuray Incorporated para calibração de dose, o físico do local deve determinar se a densidade relativa de elétrons do seu próprio objeto simulador *Tomo* está dentro de 2% da densidade relativa de elétrons da imagem universal do planejamento do objeto simulador *Tomo*. Para testar isso, faça uma varredura do objeto simulador *Tomo* no scanner de CT com os plugues de densidade uniforme instalados a fim de criar um modelo de densidade seguindo as recomendações da Accuray Incorporated. Aplique o modelo de densidade específico do local que você mediu para sua imagem do objeto simulador específica do local. Se a densidade do seu objeto simulador for diferente da densidade nos planos de teste da Accuray em mais de 2%, não use a imagem de planejamento do objeto simulador fornecida pela Accuray. Crie seu próprio paciente de calibração de dose varrendo seu próprio objeto simulador.

Posição do objeto simulador

OBSERVAÇÃO: Esta seção se aplica apenas aos planos do objeto simulador *Tomo* criados com a imagem universal do “TomoPhant”.

Quando a imagem universal e original do planejamento de kVCT foi adquirida, o objeto simulador Med-Cal *Tomo* foi configurado com uma leve rotação ao redor do eixo z e um deslocamento lateral de, aproximadamente 2 mm no centro do objeto simulador em relação ao isocentro. A imagem original e universal de planejamento kVCT do objeto simulador do Sun Nuclear *Tomo* HE não tem uma rotação ao redor do eixo z, mas possui um deslocamento lateral de aproximadamente 2 mm. Para medições de calibração, o objeto simulador deve ser configurado para corresponder à posição da imagem de planejamento. Use uma imagem de MVCT para verificação da configuração. Não é necessário replicar a leve rotação ao redor do eixo z da imagem de planejamento, porém o centro do objeto simulador (onde se localizam as câmaras de medição) deve estar bem alinhado com a imagem de planejamento. A planilha do *Excel* usada pela Accuray Incorporated explica o deslocamento lateral de 2 mm.

Descrição dos planos do objeto simulador *Tomo*

Os planos do objeto simulador *Tomo* são otimizados e calculados no Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® com uma imagem do objeto simulador *Tomo* como volume de imagem de planejamento.

- Planos do paciente do objeto simulador Tomo 231
- Quando replanejar o conjunto do objeto simulador Tomo 232

Planos do paciente do objeto simulador *Tomo*

Se a configuração do seu sistema incluir garras dinâmicas, verifique a dose para os planos de garra estática e garra dinâmica. Se a configuração do seu sistema incluir os modos TomoDirect™ e TomoHelical™, verifique a dose para cada um. Dois alvos são usados em cada plano: um alvo “no eixo” e um alvo “fora do eixo”.

Paciente do objeto simulador *TomoHelical*

Modo de garra	Largura do campo	Descrição do plano
Estático	5 cm	Plano de garras estáticas do *TomoHelical*
Dinâmica	5 cm	Plano de garras dinâmicas do *TomoHelical*
Estático	2,5 cm	Plano de garras estáticas do *TomoHelical*
Dinâmica	2,5 cm	Plano de garras dinâmicas do *TomoHelical*
Estático	1 cm	Plano de garras estáticas do *TomoHelical*

Paciente do objeto simulador *TomoDirect*

Modo de garra	Largura do campo	Descrição do plano
Estático	5 cm	Plano de garras estáticas do *TomoDirect*
Dinâmica	5 cm	Plano de garras dinâmicas do *TomoDirect*
Estático	2,5 cm	Plano de garras estáticas do *TomoDirect*

Modo de garra	Largura do campo	Descrição do plano
Dinâmica	2,5 cm	Plano de garras dinâmicas do *TomoDirect*
Estático	1 cm	Plano de garras estáticas do *TomoDirect*

Quando replanejar o conjunto do objeto simulador *Tomo*

Os pacientes do objeto simulador *Tomo* devem ser recalculados em caso de alteração no modelo de feixe, a fim de justificar os novos dados de latência e filtros de lâminas.

Por exemplo, uma atualização importante do sistema pode ter sido realizada, envolvendo a instalação de um novo modelo de feixe. Ou, o modelo do feixe pode ter sido atualizado devido ao serviço do sistema, como uma substituição do MLC. É necessário atualizar seus planos de calibração de IMRT do objeto simulador *Tomo* para utilizar os dados novos ou atualizados do modelo de feixe.

ATENÇÃO: Caso não recalcule os planos do objeto simulador *Tomo* após uma alteração no modelo de feixe, as tolerâncias dos testes de dose absoluta poderão ser menos precisas e resultar em tratamentos de pacientes de menor qualidade.

IMPORTANTE: Recalcular os planos altera a dose esperada. Certifique-se de comparar suas medidas com os valores de dose esperados para os planos atuais.

Planilha de Verificação do objeto simulador *Tomo*

Esta seção apresenta a Planilha de verificação do objeto simulador *Tomo* usada pela Accuray Incorporated. Se você criar planos do objeto simulador *Tomo* na sua própria varredura do objeto simulador ou recalcular os planos para explicar as mudanças de feixe, a Planilha de verificação do objeto simulador *Tomo* não poderá ser utilizada. Em vez disso, use o Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® para determinar os valores de dose em cada posição da câmara de ionização. A Accuray usa a mesma imagem de planejamento e o mesmo protocolo de otimização para todos os planos do objeto simulador *Tomo*, porém os resultados otimizados dependem do modelo de feixe instalado na máquina. A Accuray Incorporated possui uma ferramenta interna que extrai o perfil de dose calculado específico do plano através do centro do objeto simulador de um arquivo de pacientes. A Accuray Incorporated usa esses dados para preencher a Planilha de verificação do objeto simulador *Tomo* específica do local.

- Dados dos perfis calculados 233
- Deslocamento do objeto simulador do isocentro 234
- Determinação da dose medida 234
- Dose calculada versus dose medida 235

IMPORTANTE: A Planilha de verificação do objeto simulador *Tomo* usada pela Accuray Incorporated foi validada para uso com *Microsoft Excel*. Caso use um programa diferente, certifique-se de que as fórmulas sejam corretamente calculadas.

IMPORTANTE: Não use a Planilha de verificação do objeto simulador do Accuray *Tomo* se a densidade do seu objeto simulador não corresponder à densidade do objeto simulador nos planos de teste fornecidos pela Accuray.

Dados dos perfis calculados

Os dados dos perfis calculados são armazenados nas colunas A e B da planilha. A coluna C relaciona os dados da coluna B por fração (coluna C = coluna B/50, uma vez que existem 50 frações no plano). Os dados do perfil aparecem como uma linha azul no gráfico.

Deslocamento do objeto simulador do isocentro

A Accuray Incorporated calcula os planos do objeto simulador do *Tomo* usando uma das duas imagens universais do objeto simulador. O objeto simulador do Med-Cal foi configurado com uma leve rotação ao redor do eixo z e os objetos simuladores do Med-Cal e Sun Nuclear têm um deslocamento lateral de aproximadamente 2 mm no centro do objeto simulador em relação ao isocentro. Para medições de calibração, o objeto simulador deve ser configurado na mesa para coincidir com a imagem de planejamento (é recomendada uma varredura de verificação de MVCT). Na célula L1, a planilha do objeto simulador *TomoHelical* e do objeto simulador *TomoDirect* inclui uma correção incorporada de 2 mm chamada **Phantom offset from iso** (Deslocamento do objeto simulador do isocentro) para converter as coordenadas das posições da câmara de ionização nas posições do objeto simulador em relação ao isocentro. Essa mudança é necessária e não deve ser modificada pelo usuário, considerando que a imagem universal do objeto simulador fornecida pela Accuray seja utilizada.

Por exemplo, a amostra de planilha fornecida anteriormente mostrou que a primeira câmara de ionização foi coletada em uma posição de orifício de -105 mm do centro do objeto simulador (célula E10). Como a célula L1 indica um deslocamento padrão do objeto simulador de 2 mm, a posição do orifício em relação ao isocentro é de -103 mm, conforme indicado na célula K10. Assim, a planilha procura o valor de dose em uma posição de -103 mm em relação ao isocentro (nas colunas A e C) e informa o valor calculado da dose na célula L10.

Além disso, a célula L2 relaciona a **Measurement Error Offset** (Compensação do erro de medição), que deve ser deixada em 0. A finalidade desta célula é mudar os dados para avaliar um possível erro de configuração lateral. Inserir um valor diferente de zero nessa célula introduz uma mudança arbitrária nos dados.

Determinação da dose medida

Quando os dados medidos são inseridos na planilha, esta determina o valor de dose medido na coluna J da planilha. A dose é estimada como o produto da medição da carga, do fator de calibração da câmara de ionização, do fator de calibração do eletrômetro e da correção de temperatura/pressão para câmaras calibradas a 22°C.

Os pontos de dose medidos aparecem em vermelho no gráfico, com barras de erro de ±3% de 2 Gy = ±0,06 Gy e ±3 mm.

Dose calculada versus dose medida

A coluna J indica a dose medida. A coluna L indica a dose calculada a partir do plano. Para cada ponto na área do platô da aplicação (dose >1,9 Gy), um fator de escala também está listado na coluna M como a razão entre a dose medida e a dose calculada. O ideal seria que esse fator fosse 1.0. Na célula M22, um fator de escala médio é listado para todos os pontos na área do platô. Na célula L3, é informado um fator de escala médio para todos os planos da mesma largura de campo (garras dinâmicas e garras não dinâmicas). Se o seu sistema não estiver equipado com o recurso *TomoEDGE*, use somente planilhas rotuladas como “nonRSS” (não RSS) (sem Execução de Início e Parada = garras fixas). Para sistemas “nonRSS”, a célula L3 exibirá o fator de escala médio para o plano “nonRSS” (não RSS). Os fatores de escala da coluna M e da célula L3 são métricas calculadas para quantificar o acordo entre as dosagens de ponto planejadas e calculadas. Não são mudanças arbitrárias, mas resultados. Os valores dessas caixas não se destinam a ser ajustados manualmente (caso sejam ajustados manualmente, os resultados exibidos na planilha não serão escalados).

Criar pacientes do objeto simulador *Tomo*

Esta seção fornece um exemplo de como criar planos de dois alvos usando a imagem, os contornos e o modelo de densidade do objeto simulador universal do *Tomo* da Accuray Incorporated. Você criará um paciente do objeto simulador *TomoHelical* para planos helicoidais e um paciente do objeto simulador *TomoDirect* para planos de feixe estático. As etapas desta seção devem ser implementadas em caso de atualização dos dados do MLC ou do modelo de feixe, conforme discutido em “Quando replanejar o conjunto do objeto simulador Tomo” (página 232). Caso já possua pacientes do objeto simulador *Tomo*, incluindo as informações de doses calculadas com base no modelo de feixe e nos dados do MLC atualmente instalado no seu sistema, ignore esta seção e prossiga para “Configurar e aplicar o teste” (página 244).

- Preparar os arquivos 236

Preparar os arquivos

Caso opte por usar a imagem universal do Objeto simulador fornecida pela Accuray que inclui o modelo de densidade, os dados do objeto simulador *Tomo* para criar os planos de teste necessários estão localizados no disco fornecido durante a instalação. Normalmente, ele é chamado de “ATP CD”. O disco contém dados DICOM da imagem e estruturas da kVCT para otimizar os planos de teste no seu sistema. O disco também contém uma planilha de análise com base no seu modelo de feixe de máquina de tratamento da altura em que foi produzido na fábrica.

OBSERVAÇÃO: O Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® permite apenas uma cópia de cada paciente com o mesmo número de registro médico e, portanto, é necessário inserir uma ID única sempre que um novo paciente for criado. Use a data e a hora atuais como parte da ID para garantir que ela seja única.

Criar um modelo de densidade de fábrica

IMPORTANTE: Use as especificações do modelo de densidade fornecidas pela Accuray Incorporated com o objeto simulador universal *Tomo*, a menos que tenha adquirido sua própria imagem de kVCT do objeto simulador *Tomo*. Caso use um objeto simulador diferente, use um modelo de densidade adequado ao dispositivo de imagem no qual a imagem do objeto simulador foi adquirida.

1. Para criar o modelo de densidade de fábrica da Accuray Incorporated, abra o software do Sistema de planejamento de tratamento e clique no botão **Plan Parameters** (Parâmetros do plano).
2. Clique na guia **Planning Parameters** (Parâmetros do planejamento). Há um modelo de densidade de fábrica da Accuray Incorporated disponível no menu suspenso **Density Models** (Modelos de densidade)?
   - Se sim, selecione-o e verifique seus números na tabela abaixo. Siga para a etapa 3.
   - Caso contrário, crie esse modelo com as seguintes entradas

Index	HU	Relative Electron Density	Mass Density (g/cm³)
1	-1024	*	0.000
2	-1000	*	0.001
3	-726	*	0.300
4	-562	*	0.450
5	-117	*	0.941
6	0	*	1.000
7	206	*	1.153
8	430	*	1.334
9	823	*	1.560
10	1237	*	1.824
*			

3. Clique no botão **Set Default** (Definir padrão) para configurar o modelo de densidade de fábrica da Accuray Incorporated como padrão durante o teste de calibração da dose absoluta.

ATENÇÃO: O modelo de densidade da Fábrica da Accuray Incorporated não deve ser usado para o planejamento do paciente, porque não é específico do seu objeto simulador de CT e pode resultar em cálculos incorretos da dose do paciente. Redefina o modelo de densidade padrão quando terminar de planejar os pacientes do objeto simulador *Tomo*.

Inserir os dados do paciente

1. No painel do Sistema de planejamento de tratamento, clique em **Image Review and Import** (Revisão e importação de imagem) para carregar o conjunto de estruturas da kVCT e da ROI do objeto simulador *Tomo*.

IMPORTANTE: Caso prefira usar um objeto simulador diferente, ou uma imagem diferente de kVCT do seu objeto simulador *Tomo*, modifique o paciente e planeje as etapas de criação de acordo com as suas necessidades.

2. Clique no ícone **Load DICOM Series from Disk** (Carregar séries DICOM de um disco) e navegue até a pasta que contém as imagens e estruturas (contornos) da CT. Clique em **OK** (OK).
3. Clique no ícone **Refresh** (Atualizar) e aguarde até que o ícone da ampulheta desapareça. Os dados do TomoPhant importados são exibidos.
4. Clique com o botão direito do mouse na imagem importada de CT do objeto simulador *Tomo* e selecione **Manage Selected DICOM Series** (Gerenciar séries DICOM selecionadas). Clique em **OK** (OK) em qualquer mensagem que seja exibida.
5. Clique no botão **Associate with New Patient** (Associar a um novo paciente). A caixa de diálogo **Create New Patient** (Criar novo paciente) é exibida.
6. Digite os seguintes dados na caixa de diálogo **Create New Patient** (Criar novo paciente):
   - **Medical ID** (Identificação médica): Insira a data e hora de hoje no seu formato local preferido.
   - **Last Name** (Sobrenome) e **First Name** (Nome): Insira “objeto simulador *TomoHelical”* ou “objeto simulador *TomoDirect*”, dependendo do tipo de plano que você estiver criando.
   - **Type** (Tipo): Selecione **Phantom** (Objeto simulador)

IMPORTANTE: A **Medical ID** (ID médica) padrão deve ser alterada para a data e hora de hoje como uma precaução contra conflitos entre ID exclusivas.

7. Clique em **OK** (OK). A tela **Image Review** (Análise de imagem) é exibida.
8. Clique no ícone **Import DICOM Series** (Importar série DICOM). Uma caixa de diálogo **Warning** (Atenção) é exibida.
9. Digite sua senha e clique em **OK** (OK) para cancelar a restrição de largura da série de imagens.
10. Feche a janela do Sistema *iDMS* para retornar ao painel do Sistema de planejamento de tratamento.

Criar planos do objeto simulador *Tomo*

- Criar um plano básico 239
- Otimizar um plano 241
- Criar o restante dos planos do objeto simulador Tomo 242

Criar um plano básico

O plano básico é um plano parcialmente concluído que economiza seu tempo. Para criar cada um dos cinco planos de objeto simulador *TomoHelical* exigidos, você pode carregar o plano básico, fazer pequenas modificações e salvar uma cópia do plano básico com um nome apropriado.

OBSERVAÇÃO: O software de Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® também possui um recurso de Modelo que permite salvar uma lista de parâmetros do plano que podem ser aplicados a planos semelhantes em pacientes diferentes. No entanto, como todos os planos de objeto simulador *TomoHelical* usam a mesma imagem e o mesmo paciente, é mais fácil criar cópias do plano básico salvando-as com novos nomes.

1. No painel do Sistema de planejamento de tratamento, clique no botão **New Plan** (Novo plano).
2. Na lista de pacientes, selecione o objeto simulador *TomoHelical* e clique no botão **Next >>** (Avançar).
3. Em **Modality** (Modalidade), selecione **CT** (CT) e clique em **Select Exam** (Selecionar exame).
4. Clique em **Finish** (Concluir). Uma caixa de diálogo é exibida.
5. Na tarefa **Setup** (Configuração) > etapa **Machine** (Máquina) > guia **Tools** (Ferramentas), selecione o modelo de densidade adequado, **Treatment Machine** (Máquina de tratamento), **Delivery Mode** (Modo de aplicação), **Plan Mode** (Modo de plano) e **Jaw Mode** (Modo de garra) para o plano que deseja criar. Você precisa de um dos dez planos listados abaixo “Planos do paciente do objeto simulador Tomo” (página 231).
6. Clique com o botão direito do mouse na imagem. Em **Window Level Presets** (Configurações de nível de janela), selecione **Couch** (Mesa).
7. Clique perto da superfície da mesa na imagem e clique no botão **Replace Couch** (Substituir mesa).
8. Se a mesa anterior foi substituída com precisão pela imagem da sua mesa, clique no botão **Accept** (Aceitar). Caso contrário, repita a etapa anterior.
9. Na tarefa **Setup** (Configuração) > etapa **Patient** (Paciente) > guia **Tools** (Ferramentas), clique em **Accept Red Lasers** (Aceitar lasers vermelhos).

10. Na tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Optimize** (Otimizar) > guia **Tools** (Ferramentas), insira as seguintes configurações:
    - Selecione uma **Field Width** (Largura de campo) de acordo com o tipo de plano que você estiver criando. Consulte “Planos do paciente do objeto simulador Tomo” (página 231) para obter uma lista dos dez tipos de plano que você precisa criar.
    - **Pitch** (Passo na direção x) = 0,287 para planos *TomoHelical*. Para planos *TomoDirect*, um valor de **Pitch** (Passo na direção x) é fornecido automaticamente com base na seleção da **Field Width** (Largura do campo). Não modifique o **Pitch** (Passo na direção x) para planos *TomoDirect*.
    - **Modulation Factor** (Fator de modulação) = 1,800.
    - **Optimization Resolution** (Resolução de otimização) = **Medium** (Média).
    - Selecione **Initiate Final Dose After** (Iniciar dose final após) 20 iterações.
    - **Final Dose Resolution** (Resolução final de dose) = **High** (Alta).
11. Na mesma tela, insira as configurações fornecidas nas seguintes tabelas:

Prescrição	Valor
% Volume (Volume %)	95,00%
Alvo	100,00 Gy
Fractions (Frações)	50

Objetivos do alvo	Alvo	ROI_1
Priority (Prioridade)	1	2
Use (Uso)	Sim (selecione)	Sim (selecione)
! (**Importance** (Importância))	100	100
Max Dose (Gy) (Dose máxima [Gy])	100	100
Max Penalty (Penalidade máxima)	100	100
DVH Vol (%) (Volume de DVH [%])	95	95
DVH Dose (Gy) (Dose de DVH [Gy])	100	100
Min Dose (Gy) (Dose mínima [Gy])	100	100
Min Penalty (Penalidade mínima)	100	100

Restrições críticas	mesa	ROI_2
Priority (Prioridade)	1	2
Beam Intersection (Interseção do feixe)	**Allowed** (Permitido)	**Allowed** (Permitido)
Use (Uso)	Não (vazio)	Sim (selecione)
! (**Importance** (Importância))	N/D	2
Max Dose (Gy) (Dose máxima [Gy])	N/D	100
Max Penalty (Penalidade máxima)	N/D	10
DVH Vol (%) (Volume de DVH [%])	N/D	15
DVH Dose (Gy) (Dose de DVH [Gy])	N/D	30
DVH Penalty (Penalidade de DVH)	N/D	10

12. Clique no ícone **Save** (Salvar) no lado direito central da tela e salve as configurações atuais como “thphant” para reutilização futura.

DICA: Use as configurações do plano básico “thphant” para criar planos adicionais do objeto simulador *Tomo* com base nas configurações de pré-otimização inseridas nas etapas anteriores. Algumas mudanças no **Delivery Mode** (Modo de aplicação), no **Jaw Mode** (Modo de garra) e na **Field Width** (Largura do campo) serão necessárias antes de otimizar cada plano, mas esse plano básico economizará tempo na criação dos dez planos de calibração da dose absoluta.

13. Prossiga para “Otimizar um plano” (página 241).

Otimizar um plano

1. Na tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Optimize** (Otimizar), clique no botão **Start** (Iniciar) para iniciar a otimização do plano.
2. Aguarde a conclusão da otimização.
3. Na tarefa **Evaluate** (Avaliar) > etapa **Review** (Revisão) > guia **Standard** (Padrão), clique no botão **Save Plan** (Salvar plano). A caixa de diálogo **Save Plan** (Salvar plano) é exibida.
   - No campo **Plan Name** (Nome do plano), insira um descritor adequado para o tipo de plano.
   - Clique na opção **Make Deliverable** (Tornar aplicável).
   - Clique em **Save** (Salvar) e prossiga para “Criar o restante dos planos do objeto simulador Tomo” (página 242).

Criar o restante dos planos do objeto simulador *Tomo*

DICA: Use as configurações do plano básico “thphant” para criar planos adicionais do objeto simulador *Tomo* com base nas configurações de pré-otimização inseridas nas etapas anteriores. Algumas modificações secundárias no **Delivery Mode** (Modo de aplicação), no **Jaw Mode** (Modo de garra) e na **Field Width** (Largura do campo) serão necessárias antes de otimizar cada plano, mas esse plano básico economizará tempo na criação dos dez planos de calibração da dose absoluta.

Criar planos do objeto simulador *TomoHelical*

1. No painel do Sistema de planejamento de tratamento, clique no botão **Load Plan** (Carregar plano).
2. Na lista **Load Plan** (Carregar plano), selecione o paciente do objeto simulador *TomoHelical*.
3. Em **Select Plan** (Selecionar plano), selecione “thphant”. Use esse plano básico para criar planos adicionais do objeto simulador *Tomo* com base nas configurações de pré-otimização.
4. Modifique as configurações do **Delivery Mode** (Modo de aplicação), **Jaw Mode** (Modo de garra) e **Field Width** (Largura do campo), dependendo do plano que deseja criar. Consulte “Paciente do objeto simulador TomoHelical” (página 231) para obter uma lista dos planos necessários.
5. Repita as etapas em “Otimizar um plano” (página 241) para otimizar e salvar cada plano.
6. Repita as etapas 1-4 para criar os cinco planos do objeto simulador *TomoHelical* necessários para o teste da dose absoluta.

Criar planos de objeto simulador *TomoDirect*

1. Siga as etapas de “Inserir os dados do paciente” (página 237) para criar um paciente do objeto simulador *TomoDirect*.
2. Siga as etapas de “Criar planos do objeto simulador Tomo” (página 239) para criar um plano básico “tdphant” do *TomoDirect*. Na tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Beam Angles** (Ângulos do feixe), adicione quatro ângulos do feixe do *TomoDirect* a 0, 90, 180 e 270 graus e aplique-os.
3. No painel do Sistema de planejamento de tratamento, clique no botão **Load Plan** (Carregar plano).
4. Na lista **Load Plan** (Carregar plano), selecione o paciente do objeto simulador *TomoDirect*.
5. Em **Select Plan** (Selecionar plano), selecione “tdphant”. Use esse plano básico para criar planos adicionais do objeto simulador *Tomo* com base nas configurações de pré-otimização.

6. Modifique as configurações do **Delivery Mode** (Modo de aplicação), **Jaw Mode** (Modo de garra) e **Field Width** (Largura do campo), dependendo do plano que deseja criar. Consulte “Paciente do objeto simulador TomoDirect” (página 231) para obter uma lista dos planos necessários.
7. Repita as etapas em “Otimizar um plano” (página 241) para otimizar e salvar cada plano.
8. Repita as etapas 3-7 para criar os cinco planos do objeto simulador *TomoDirect* necessários para o teste da dose absoluta.

Redefinir o modelo de densidade padrão

ATENÇÃO: O modelo de densidade da Fábrica da Accuray Incorporated não deve ser usado para o planejamento do paciente, porque não é específico do seu objeto simulador de CT e pode resultar em cálculos incorretos da dose do paciente. Redefina o modelo de densidade padrão quando terminar de planejar os pacientes do objeto simulador *Tomo*.

1. No painel do Sistema de planejamento de tratamento, clique no botão **Planning Settings** (Configurações de planejamento).
2. Clique na guia **Planning Parameters** (Parâmetros do planejamento).
3. No menu suspenso **Density Models** (Modelos de densidade), selecione um modelo de densidade que represente o dispositivo de imagem que você normalmente usa para o planejamento de tratamento.
4. Clique no botão **Set Default** (Definir padrão) para configurar o modelo de densidade selecionado como padrão para o planejamento de tratamento.

Determinar a dose calculada

Caso novos planos do objeto simulador *Tomo* tenham sido criados por causa de uma mudança de máquina, será necessário determinar os novos valores de dose calculados. Existem vários métodos para realizar isso:

- Verifique as estatísticas de dose para as posições contornadas da câmara de ionização
- Use a ferramenta de leitura de dose para informações de dosagem de ponto
- Faça uma exportação DICOM das informações de dose calculada e leia-as em softwares de terceiros

Configurar e aplicar o teste

- Configurar o objeto simulador. 244
- Coletar dados 249
- Inserir dados na planilha. 250
- Analisar os resultados. 251
- Verificação de dose para modalidades de tratamento por movimento 252

IMPORTANTE: Antes de realizar tarefas de QA, certifique-se de que os procedimentos de aquecimento e airscan tenham sido executados para obter um feixe estável e uma qualidade de imagem ideal.

Configurar o objeto simulador

1. No Console de aplicação de tratamento, clique no ícone **Treat Phantom Plan** (Plano do objeto simulador de tratamento), selecione o paciente e o plano do objeto simulador *Tomo* desejados.
2. Adquira uma varredura MVCT do objeto simulador para verificar a posição do objeto simulador e corrigir a inclinação da mesa. Clique na guia **Scan** (Escanear), configure a **Acquisition Pitch** (Rotação ao redor do eixo x para aquisição) como **Fine** (Fina) e selecione vários cortes próximo ao centro do objeto simulador.
3. Clique em **Prepare Scan** (Preparar varredura). Após tomar ciência das mensagens na tela, os lasers vermelhos se moverão para a posição armazenada no plano.

DICA: Como a imagem de planejamento do objeto simulador universal do Med-Cal *Tomo* usada pela Accuray tem uma leve rotação ao redor do eixo z, os cortes no centro do objeto simulador devem ser selecionados para verificar a configuração na parte central do objeto simulador, onde a dose é medida.

4. Configure o objeto simulador *Tomo* na mesa de tratamento:
   - Os orifícios da câmara de ionização devem estar voltados para a extremidade do pé da mesa.
   - Se você estiver usando a imagem de objeto simulador universal fornecida pela Accuray, o objeto simulador será centrado nos lasers verdes em IEC X e IEC Y, aproximadamente 7,2 cm acima do isocentro em IEC Z.

ATENÇÃO: Antes de girar o objeto simulador, certifique-se de que suas duas metades estejam firmemente presas uma à outra para evitar que as mesmas se separem e caiam no chão. A queda do objeto simulador pode causar ferimentos ou danificá-lo.

- Caso esteja comparando medidas com perfis calculados, como aqueles da planilha de análise da Accuray dispostos da esquerda para a direita ao longo do eixo IEC X através do centro do objeto simulador, o objeto simulador deverá ser girado de modo que a linha de orifícios esteja na orientação horizontal (ou seja, linha de orifícios disposta paralelamente ao eixo IEC X). Use um pequeno nível ou os lasers de furo verde para garantir a rotação adequada do objeto simulador ao redor o eixo IEC Y.
- Os orifícios da câmara de ionização do objeto simulador são separados por 1 cm. Conforme mostrado na imagem abaixo de configuração do objeto simulador *Tomo*, a partir da linha de quebra no meio do objeto simulador, o primeiro orifício de uma das metades do objeto simulador está localizado a 0,5 cm do centro do objeto simulador, e o primeiro orifício da outra metade de objeto simulador está a 1 cm do centro do objeto simulador. Configure o objeto simulador para que os orifícios da metade esquerda do objeto simulador estejam nas posições de -0,5 cm, -1,5 cm, -2,5 cm… e os orifícios da metade direita do objeto simulador estejam nas posições de 1 cm, 2 cm, 3 cm… (Também é aceitável espelhar a configuração esquerda/direita, contanto que você insira as posições de medição reais na planilha.)

5. Insira pelo menos uma câmara no objeto simulador para que apareça na imagem *CTrue*. Fixe o cabo da câmara em sua posição de modo que ela não deslize para fora do objeto simulador.
6. Certifique-se de que os plugues de densidade uniforme sejam inseridos no objeto simulador, ao invés dos plugues de contraste de CT.

Configuração do objeto simulador *Tomo*

Os orifícios da câmara de ionização do objeto simulador ilustrado acima estão na orientação horizontal. 1) No lado -IEC X do objeto simulador, o primeiro orifício está a 0,5 cm da quebra no objeto simulador. 2) No lado +IEC X do objeto simulador, o primeiro orifício está a 1,0 cm da quebra no objeto simulador.

7. Adquira a imagem *CTrue*. Quando a varredura for concluída, registre a imagem de MVCT na imagem de planejamento. O resultado do registro deve incluir apenas translações (sem rotação ao redor do eixo y, deslocamento na direção x ou rotação ao redor de z).

DICA: O objeto simulador não tem muito contraste na direção IEC Y, portanto, será necessário executar o registro de imagem manual (não automático).

8. Após concluir o registro manual, aceite os resultados do registro.

OBSERVAÇÃO: As medidas do objeto simulador devem ser coletadas com a linha de orifícios da câmara de ionização na orientação horizontal. No entanto, na versão Med-Cal da imagem de planejamento do objeto simulador universal do *Tomo*, o objeto simulador é girado de modo que a linha de furos da câmara de ionização esteja disposta paralelamente ao eixo IEC Z (orientação vertical dos furos). Essa diferença não afeta a aplicação da dose, pois o objeto simulador é homogêneo e cilindricamente simétrico.

Registro de objetos simuladores transversais

OBSERVAÇÃO: Registre a imagem de MVCT na imagem de planejamento em IEC X e IEC Z alinhando as bordas inferiores do objeto simulador. A seta indica a parte superior do objeto simulador, onde a imagem de MVCT é cortada pelo campo de visão de 39 cm.

DICA: O volume de coleta da câmara de ionização no objeto simulador deve estar alinhado com os lasers verdes em IEC Y (porém não em IEC X, pois as posições do orifício estão deslocadas do centro do objeto simulador).

DICA: Caso não consiga encontrar a câmara de ionização na sua imagem, certifique-se de que a caixa de seleção de correção de artefatos de CT não esteja selecionada na parte do **CTrue Image Filter** (Filtro de imagem CTrue) dos controles da guia **Register** (Registro).

Registro de objetos simuladores longitudinais

Coletar dados

1. Configure as câmaras de ionização nas posições desejadas. Conecte os orifícios não utilizados aos drives da *Virtual Water*. Fixe os cabos da câmara na mesa para que eles não deslizem para fora do objeto simulador e rotule-os para evitar confusão com os números dos canais.

OBSERVAÇÃO: A Accuray Incorporated recomenda colocar uma câmara de ionização A1SL no objeto simulador para verificar a dose em seis pontos diferentes ao longo do perfil de dose para cada um dos planos de calibração da dose absoluta:

- Dois locais em cada uma das duas áreas do platô de cada plano (por exemplo, posições de -1,5 cm, 2 cm, 6 cm e 10 cm em relação ao centro do objeto simulador).
- Uma localização em uma área de gradiente alto (por exemplo, posição de 12 cm em relação ao centro do objeto simulador).
- Um local em uma área de baixa dosagem (por exemplo, posição de -10,5 cm em relação ao centro do objeto simulador).

As posições desejadas das câmaras de ionização podem ser determinadas examinando os perfis.

DICA: Com dez planos e seis pontos de medição do objeto simulador por plano, o número total de pontos de coleta de dados recomendado é de 30 para planos do objeto simulador *TomoHelical* e 30 para os planos do objeto simulador *TomoDirect*. Caso tenha mais de uma câmara de ionização A1SL e o Eletrômetro *Tomo* de multicanais, os pontos de medição do mesmo plano podem ser coletados simultaneamente para acelerar a coleta de dados.

OBSERVAÇÃO: Para reduzir as perturbações que podem afetar as medições de dose, evite medições com várias câmaras de ionização ao longo da mesma linha da fonte através do objeto simulador, especialmente para ângulos de feixe estático. Na imagem universal do objeto simulador da Accuray, o objeto simulador é elevado 7,2 cm acima do eixo central e, portanto, mesmo para os feixes *TomoDirect* de 90° e 270°, um raio da fonte através do objeto simulador não passa através de várias câmaras de ionização. Certifique-se de que as posições da câmara de ionização medidas simultaneamente não estejam muito próximas.

2. Configure o eletrômetro para medir a dose integrada (polarização de +300 V). Para obter instruções sobre o Eletrômetro *Tomo*, consulte “Posicionar o eletrômetro Tomo” (página 95).
3. Registre a temperatura, a pressão, os fatores de calibração da câmara de ionização e os fatores de calibração do eletrômetro.
4. Prossiga para a guia **Treat** (Tratar) e selecione uma fração para aplicação.
5. Clique em **Prepare Treatment** (Preparar tratamento) e clique em **Apply** (Aplicar) para aplicar os resultados do registro.

- Caso tenha acabado de aceitar os resultados do registro de imagem neste plano sem fechar o TDC ou abrir qualquer outro plano, pressione o botão **Setup** (Configuração) no controle da mesa do TDC ou no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) do gantry a fim de mover a mesa para explicar os resultados do registro. Em seguida, registre a posição da mesa do **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) para referência.
- Caso ainda não tenha concluído o registro da imagem de MVCT no plano atual, ao invés de pressionar **Setup** (Configuração), basta verificar se as coordenadas da mesa exibidas no TDC coincidem com a posição anteriormente registrada por você.

DICA: Todos os planos do objeto simulador *Tomo* gerados pela Accuray usam a mesma posição do objeto simulador. Após confirmar a configuração com uma imagem *CTrue*, é possível usar a mesma posição para todos os outros planos.

6. Pressione o botão **Ready** (Pronto) a fim de mover a mesa para dentro do orifício para a aplicação do tratamento.
7. Comece a integrar o eletrômetro.
8. Execute o tratamento e registre a medição da carga.
9. Repita as etapas 1-8 para obter pontos e planos adicionais.

Inserir dados na planilha

IMPORTANTE: Estas instruções são específicas da planilha fornecida pela Accuray, a qual tem base na imagem universal do objeto simulador e nos dados de cálculo do feixe instalados no seu sistema no momento do teste de fábrica. Certifique-se de usar uma planilha gerada a partir do mesmo conjunto de planos do objeto simulador *Tomo* aplicada na máquina. Se os planos do objeto simulador *Tomo* tiverem sido recalculados, não use a planilha fornecida pela Accuray. Em vez disso, use as estatísticas da dose do VOI, a leitura da dose ou as ferramentas de exportação DICOM no Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® para determinar a dose calculada.

1. Se, atualmente, a planilha contiver dados, faça uma cópia da planilha e exclua todos os dados de medição nas caixas amarelas das colunas F-I em todas as planilhas. Não exclua os cabeçalhos das colunas. Não exclua dados nas caixas amarelas das colunas A-B (este é o perfil de dose calculado).
2. Navegue até a planilha do plano que você acabou de executar.

DICA: No Console de aplicação de tratamento, os planos podem ser distinguidos pelo número do plano, o qual corresponde ao rótulo da planilha de análise.

3. Na célula 2F, digite o número de série da câmara de ionização nº 1 (não altere os números ou a ordem dos números de 1 a 6 nas células E2 até E6). Na célula 2G, insira o fator de calibração do eletrômetro (geralmente próximo a 1,0 para o Eletrômetro *Tomo*). Na célula 2H, insira o fator de calibração da câmara de ionização em cGy/C. Repita nas linhas 3 e seguintes para quaisquer câmaras de ionização adicionais.
4. Na coluna E, linhas 10-21, insira as posições dos orifícios para as câmaras de ionização a serem utilizadas por você. A planilha usará as colunas A e C para determinar o valor de dose esperado para as posições de orifício que você inserir. O valor de dose calculado pelo Sistema de planejamento de tratamento será exibido na coluna L.
5. Na coluna G, linhas 10-21, insira o número da câmara de ionização utilizada. A planilha usará o número que você inserir a fim de determinar a linha adequada da tabela da câmara de ionização, para obter os fatores de calibração do eletrômetro e da câmara de ionização.
6. Na coluna H, insira a temperatura em graus C.
7. Na coluna I, insira a pressão absoluta em mm Hg.

ATENÇÃO: A pressão absoluta deve ser inserida. As unidades da planilha da Accuray estão em mm Hg. Não use uma pressão que tenha sido corrigida para o nível do mar, sob o risco de os cálculos de dose estarem incorretos.

8. Na coluna F, insira a leitura da carga do eletrômetro em nC. Como a polarização é de +300 V, a leitura da carga será negativa. Insira o valor absoluto na planilha (não insira sinal negativo).

Analisar os resultados

Verifique se os pontos de dose medidos correspondem à dose calculada dentro de ±3% e ±3 mm. Determine o fator médio de escala para cada largura de campo para medições nas áreas-alvo.

Se os testes não produzirem resultados para aprovação, consulte “O que fazer se o teste falhar” (página 253).

Verificação de dose para modalidades de tratamento por movimento

Verificar a dose planejada e a dose aplicada para um plano de movimento é semelhante à realização da calibração absoluta de dose para outras modalidades de tratamento.

Para verificar e calibrar a dose para um plano de movimento, use um objeto simulador com recursos de movimento. O plano de tratamento do objeto simulador usado para verificação da dose é específico para um procedimento de movimento específico. O plano do objeto simulador pode ser um procedimento de rastreamento fiducial (não respiratório) ou um procedimento de movimento respiratório. Antes de administrar o procedimento de movimento, ative os recursos de movimento do objeto simulador.

Existem planilhas adicionais para inserir dados relacionados à calibração de dose para planos de movimento. Verifique se você está usando a planilha apropriada para a modalidade de tratamento por movimento.

O que fazer se o teste falhar

- Verificar a configuração do teste 253
- Eliminar outras fontes de erro. 253
- Considerar o desempenho geral do sistema 254
- Solicitar um ajuste de dose. 254
- Solicitar um ajuste do JFOF 255

Verificar a configuração do teste

Se as medidas indicarem uma discrepância entre a dose planejada e a calculada, a configuração deve ser verificada anteriormente à solicitação de um ajuste da máquina.

- Assegure que esteja usando o objeto simulador correto. A densidade do seu objeto simulador deve ser consistente com o plano.
- Confirme a configuração do objeto simulador com uma imagem de MVCT
- Certifique-se de que as câmaras de ionização foram colocadas nos orifícios corretos do objeto simulador e de que as câmaras e os canais eletrométricos não estão misturados
- Certifique-se de que o equipamento de medição esteja funcionando corretamente

Eliminar outras fontes de erro

As medições do objeto simulador *Tomo* ou da QA do paciente são uma verificação compósita para que todos os componentes do sistema (LINAC, MLC, garras, gantry e mesa) estejam funcionando em conjunto. Assim, a calibração da dose de IMRT deve ser a atividade culminante de QA após a verificação individual do alinhamento do sistema, dos perfis de feixe e da energia.

IMPORTANTE: Execute testes de QA em uma ordem que ajude a isolar fontes individuais de erro. A taxa de saída do sistema não deve ser ajustada até que outras fontes de erro sejam descartadas.

Por exemplo, se as configurações atuais da máquina produzem uma largura longitudinal da garra maior que os perfis longitudinais do modelo de feixe, as rotações de uma aplicação de *TomoHelical* terão mais sobreposição do que a prevista pelo Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision®. Isso pode resultar em altas medições IMRT. Nesse caso, a solução não seria reduzir a saída da máquina, mas solicitar que o seu Técnico de campo ajuste as configurações das garras da máquina para coincidir com as larguras dos campos no modelo de feixe.

Considerar o desempenho geral do sistema

Esta subseção se aplica apenas a uma máquina que já esteja tratando pacientes no modelo atual do feixe. As medições do objeto simulador *Tomo* são o método padrão para verificar a saída do sistema. Muitas vezes, a necessidade de um ajuste de saída pode ser justificada por outras medições, como os resultados de *TQA* **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica de TQA) ou de **Daily QA** (QA diária), as verificações de consistência da saída do campo aberto estático na pilha retangular de *Virtual Water* ou os resultados de QA específicos do paciente.

Se houver discrepância entre os resultados do objeto simulador *Tomo* e os resultados do *TQA*, QA do paciente ou QA estática, deve-se ter cuidado extra para procurar outras fontes de erro, antes de ajustar a saída da máquina para fazer com que os resultados do teste do objeto simulador *Tomo* sejam aprovados. Isso pode incluir:

- Medição dos perfis de feixe e da energia em um tanque de água.
- Verificação do modelo de densidade aplicado ao objeto simulador.
- Verificação do alinhamento do sistema, especialmente o resultado da planaridade do feixe.
- Solicitar que o Atendimento ao cliente da Accuray analise a integridade da linha de feixe, avaliando o último procedimento realizado de *TQA* **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica de TQA) ou de **QA Daily** (QA diária).
- Solicitar que o Atendimento ao cliente da Accuray verifique novamente os dados do MLC instalados no sistema.

Após uma investigação minuciosa, se as discrepâncias ainda persistirem, os resultados do objeto simulador *Tomo* devem ser considerados como o padrão para calibrar a saída da máquina. Em alguns casos, pode ser necessário redefinir os dados secundários da linha de base (verificações de consistência da saída estática e *TQA*).

Solicitar um ajuste de dose

Para os sistemas licenciados para tratamentos *TomoHelical*, o modo de tratamento helicoidal é considerado o modo de tratamento fundamental do sistema. Os fatores de escala médios para medições do plano do objeto simulador do *TomoHelical* são usados para tomar decisões sobre os ajustes de saída da máquina. Os tratamentos *TomoDirect* (se disponíveis) também são medidos para garantir que atendam às especificações, mas as medições do plano do objeto simulador do *TomoDirect* normalmente não são usadas para informar os ajustes de saída.

Para os sistemas não licenciados para tratamentos *TomoHelical*, os fatores de escala médios para medições do plano do objeto simulador do *TomoDirect* são usados para tomar decisões sobre os ajustes de saída da máquina.

Se o fator de escala médio para os planos for consistentemente alto ou baixo para todas as larguras de campo, o físico do local pode entrar em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para ajustar uma certa porcentagem da saída de aplicação da máquina. Após o ajuste de saída, o físico do local deve executar uma QA para garantir que o ajuste de saída tenha sido alcançado conforme desejado.

IMPORTANTE: Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para efetuar ajustes na máquina. Um representante de serviços pode garantir se os componentes da linha de feixe estão operando dentro das especificações do sistema, se os bloqueios estão corretamente configurados e se o Sistema de controle de dose está devidamente calibrado para manter o servo de dose mirando o ponto de ajuste desejado.

OBSERVAÇÃO: Um ajuste na saída de aplicação da máquina não afeta os cálculos de dose realizados pelo Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® sendo, portanto, desnecessário recalcular os planos nesse caso.

Solicitar um ajuste do JFOF

Se o seu sistema estiver configurado para permitir tratamentos *TomoHelical*, o modo de tratamento helicoidal é considerado o modo de tratamento fundamental do sistema. Se o fator de escala médio para os planos do objeto simulador *Tomo* no modo de tratamento fundamental variar de acordo com o tamanho do campo, o físico do local deverá entrar em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para ajudar a avaliar a situação. Como a máquina não possui um parâmetro de ajuste de saída que dependa do tamanho do campo, essa discrepância precisaria ser tratada ajustando no modelo de feixe os Fatores de saída de fluência da garra (JFOF) relativos. Isso ajustará efetivamente o cálculo da dose de forma a coincidir com a aplicação da máquina. Após o comissionamento inicial de um novo modelo de feixe, os ajustes nos JFOF deverão ser muito raros.

IMPORTANTE: Após um ajuste nos JFOF relativos, os planos do objeto simulador *Tomo* deverão ser otimizados novamente no Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® e os pontos de dose do objeto simulador *Tomo* deverão ser medidos novamente na máquina e comparados com os valores de dose dos planos otimizados novamente.

IMPORTANTE: Os novos JFOF relativos serão aplicados a novos planos. Os planos de garras fixas do paciente criados antes do ajuste dos JFOF relativos devem ser colocados por meio de autotransferência caso usem o tamanho do campo afetado. Todos os planos de garras dinâmicas do paciente criados antes do ajuste devem ser colocados por meio de autotransferência.

OBSERVAÇÃO: Para planos de garras fixas, há apenas um JFOF relativo que afeta cada plano. Para planos de garras dinâmicas, vários JFOF relativos diferentes são usados durante a parte de início e parada da aplicação, conforme as garras se abrem e fecham gradualmente. Assim, se algum valor do JFOF for alterado, todos os planos de garras dinâmicas devem ser atualizados com o processo de autotransferência.

Seção 3-6

Verificação de qualidade da imagem do *CTrue*

Visão geral da qualidade da imagem CTrue 258

Teoria de verificação de qualidade da imagem do CTrue. 259

Descrição XML 266

Configurar e aplicar o teste 267

O que fazer se o teste falhar 272

Visão geral da qualidade da imagem *CTrue*

Referência TG-148:	Distorções geométricas (seção VI.B.1.a), Ruído (seção VI.B.2.a), Uniformidade (seção VI.B.2.b), Resolução espacial (seção VI.B.2.c), Contraste (seção VI.B.2.d), Dose (seção VI.B.3) da MVCT
Finalidade:	Verifique se a qualidade da imagem é aceitável.
Método:	• Execute uma calibração do número da CT e do Airscan. • Realize a varredura o objeto simulador *Tomo* com os plugues de densidade e o plugue de resolução espacial em suas posições. Faça observações subjetivas e compare as dimensões da imagem com as dimensões reais do objeto. • Exporte a imagem para um software de terceiros para uma avaliação numérica de ruído e uniformidade da imagem. • Realize a varredura do objeto simulador com uma câmara de ionização posicionada para determinar a dose da CT.
Especificação da Accuray:	Não há artefatos significativos na imagem. As três maiores linhas de orifícios do plugue de resolução da CT estão visíveis. A dose para uma varredura fina é inferior a 3 cGy.
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	• Objeto simulador *Tomo* • Inserções de resolução espacial e de densidade para o objeto simulador *Tomo* • Eletrômetro e câmara de ionização A1SL

Teoria de verificação de qualidade da imagem do *CTrue*

O sistema de imagem MVCT cria imagens CTrue™, conforme descrito no capítulo Visão geral do sistema.

Antes de realizar a verificação de qualidade da imagem do *CTrue*, recomenda-se realizar um airscan e uma Calibração do número da CT. Esses procedimentos realinham a reconstrução da CT em sua linha de base, determinando o desvio do feixe de imagem e a resposta do detector ao longo do tempo.

Escaneie o objeto simulador *Tomo* para testar qualquer uma das configurações de reconstrução *CTrue* que são usadas clinicamente (**Standard** (Padrão), **IR General** (IR geral) e **IR Soft Tissue** (IR de tecido mole)). Verifique a qualidade, resolução, ruído e uniformidade da imagem da configuração de reconstrução.

- Airscan 259
- Calibração do número da CT 259
- Verificação de qualidade da imagem subjetiva 260
- Dimensões de imagem CTrue 261
- Resolução espacial da imagem CTrue no plano transversal. 262
- Resolução espacial da imagem CTrue na direção longitudinal. 262
- Ruído e uniformidade da imagem CTrue 263
- Dose de imagem CTrue 264

Airscan

O airscan é um procedimento de obtenção de imagens realizado sem a mesa ou objetos no feixe. O procedimento de airscan coleta dados que são usados para determinar a resposta do detector ao feixe de imagem como função do canal do detector e do ângulo do gantry.

Calibração do número da CT

O procedimento de Calibração do número da CT adquire uma varredura MVCT do objeto simulador *Tomo*. O software verifica os números da CT em regiões de interesse dentro da imagem *CTrue* que se espera que contenha o airscan e o objeto simulador. Em seguida, o software ajusta o escalonamento dos números da CT no processo de geração de imagens *CTrue*, de modo que as futuras varreduras rendam os valores esperados para airscan e objeto simulador. A execução semanal deste procedimento ajuda a melhorar a estabilidade dos números da imagem *CTrue*, uma vez que as propriedades do feixe de imagem podem se desviar ao longo do tempo.

A geração de imagens *CTrue* inclui uma etapa pós-reconstrução na qual os valores de pixel são escalonados linearmente e deslocados de acordo com os coeficientes armazenados na seção **Linearity Settings** (Configurações de linearidade) da árvore da **Edit Machine** (Editar máquina) para o feixe da MVCT. Quando o procedimento de Calibração do Número da CT é executado, **Calibration Slope** (Inclinação da calibração) e **Calibration linearity offset** (Deslocamento da linearidade da calibração) são automaticamente ajustados para manter os valores padrão especificados na seção **Linearity Settings** (Configurações de linearidade) da árvore **Edit Machine** (Editar máquina). Esses valores são -1.000 HU para ar, 25 HU para o objeto simulador Med-Cal *Tomo* ou perto de 0 HU para o HE de objeto simulador Sun Nuclear *Tomo* na imagem reconstruída. A Accuray definirá essa configuração para corresponder ao equipamento do local.

OBSERVAÇÃO: A área **Edit Machine** (Editar máquina) contém uma seção de **Linearity Settings** (Configurações de linearidade) do nível do sistema da árvore de parâmetros (que armazena os valores de HU padrão para ar e água), bem como uma seção de **Linearity Settings** (Configurações de linearidade) nível do feixe da MVCT (que armazena a **Calibration Slope** (Inclinação da calibração) e **Calibration linearity offset** (Deslocamento da linearidade da calibração)).

IMPORTANTE: A calibração do número da CT escalona o intervalo de números da CT de acordo com as medidas de apenas dois materiais (airscan e objeto simulador). A calibração do número da CT não substitui os requisitos do TG-148 para verificações regulares do seu modelo de densidade da MVCT, caso esteja calculando a dose em imagens MVCT.

IMPORTANTE: A calibração do número da CT não atualiza seu modelo de densidade. O físico do local deve atualizar manualmente o modelo de densidade sempre que houver uma alteração na correspondência entre números da CT e a densidade.

Verificação de qualidade da imagem subjetiva

O comissionamento das imagens *CTrue* deve incluir uma observação subjetiva de uma imagem escaneada, para garantir que a mesma esteja livre de artefatos excessivos. Por exemplo:

- Verifique se não há anéis nas imagens do objeto simulador (geralmente causados por um canal detector ruim).
- Verifique se não há riscos (linhas) nas imagens do objeto simulador.
- Verifique se o objeto simulador não se move para frente e para trás enquanto você percorre os cortes da imagem transversal.

Como verificação subjetiva da resolução do contraste, as inserções do plugue de densidade devem estar visíveis em uma varredura do objeto simulador *Tomo* depois que você escolher as configurações adequadas de janela/nível.

Consulte o seguinte exemplo de imagem *CTrue*. A imagem inclui: (a) dois plugues de resolução, (b) dois frascos de água, (c) quatro plugues ósseos de diferentes densidades, (d) dois plugues pulmonares de diferentes densidades, (e) duas cavidades vazias e vários plugues do mesmo material que o objeto simulador.

Imagem da CT do objeto simulador *Tomo*

Dimensões de imagem *CTrue*

As dimensões de uma imagem do objeto simulador no software devem ser comparadas com medidas físicas para garantir que as distâncias espaciais sejam devidamente reconstruídas. O visualizador de imagens da guia **Register** (Registrar) do TDC inclui uma régua e ferramentas de medição de diâmetro.

Verificar, ainda, se a orientação da imagem do objeto simulador é consistente com a orientação física do objeto simulador.

Se estiver usando o objeto simulador *Tomo*, o TG-148 sugere anexar marcadores fiduciais ao objeto simulador *Tomo* ou usar os marcadores fiduciais que estão incorporados na superfície do objeto simulador em formato de queijo, uma vez que estes serão delineados mais facilmente na imagem.

Resolução espacial da imagem *CTrue* no plano transversal

A especificação da Accuray Incorporated para a resolução espacial no plano transversal é que objetos com diâmetro de 1,6 mm e espaçamento de centro a centro de 3,2 mm, devem ser distinguíveis na imagem. O plugue de resolução da CT incluído no kit de QA Padrão do sistema é adequado para este teste. Os orifícios do plugue devem ser inseridos primeiro no objeto simulador *Tomo* e uma imagem *CTrue* deve ser adquirida. A terceira maior linha de orifícios deve estar visível na imagem, com a distinção de cada orifício em relação aos orifícios vizinhos.

Em cada sistema de fabricação, o Accuray realiza um teste quantitativo da resolução espacial no plano transversal. Embora não seja prescrito pelo TG-148, esse teste também pode ser realizado pelo cliente, se desejado.

O teste envolve a geração de imagens de um fio de tungstênio de 0,53 mm de diâmetro, orientado ao longo do eixo IEC Y, usando a rotação ao redor do eixo x **Fine** (Fina) e o intervalo de reconstrução de **2,0 mm**. A Função de dispersão de pontos é determinada em IEC X e IEC Z. A largura total no meio-máximo da Função de dispersão de pontos não deve exceder 2 mm. Espera-se que essa especificação seja atendida para imagens reconstruídas com as opções de reconstrução **Standard** (Padrão), **IR General** (IR geral) e **IR Soft Tissue** (IR de tecido mole).

Resolução espacial da imagem *CTrue* na direção longitudinal

OBSERVAÇÃO: Esta seção é para fins informativos. O TG-148 não especifica um teste de QA para a resolução longitudinal da imagem.

OBSERVAÇÃO: Os perfis de sensibilidade de corte não são necessários ao comissionamento, pois sua medição envolve a reconstrução de dados de MVCT em intervalos de corte não disponíveis no software do sistema de tratamento.

A capacidade de resolução de objetos na direção longitudinal depende do tamanho da colimação, do movimento da mesa e do espaçamento dois cortes reconstruídos. Teoricamente, seria possível reconstruir os cortes com o espaçamento desejado, devido aos dados helicoidais brutos. Cada

corte reconstruída usa dados de uma rotação inteira (os dados são ponderados para que os dados das extremidades da rotação não sejam tão utilizados). O software do sistema de tratamento fornece opções de **Intervalo de reconstrução** para reconstruir dois ou quatro cortes por rotação do gantry. Com quatro cortes por rotação de gantry, há mais redundância nos dados usados para reconstruir os cortes vizinhos que com dois cortes por rotação.

Na fábrica, os perfis de sensibilidade do corte são medidos pela Accuray Incorporated, usando um método descrito por Polacin 1994. Um disco de 0,64 mm de espessura é escaneado e as imagens são reconstruídas em intervalos de 0,5 mm (usando um software não comercial fora do sistema de tratamento). Os valores médios de pixel do objeto de alto contraste são medidos e representados como função da posição do corte.

A especificação para a largura total no meio-máximo (FWHM) dos perfis é especificada como sendo 3,9 mm +/-1,0 mm para rotação ao redor do eixo x **Fine** (Fina), 5,3 mm +/- 1,0 mm para rotação ao redor do eixo x **Normal** e 7,2 mm +/- 1,0 mm para a rotação ao redor do eixo x **Coarse** (Grosso). A especificação deve ser atendida para imagens reconstruídas com as opções de reconstrução **Standard** (Padrão), **IR General** (IR geral) e **IR Soft Tissue** (IR de tecido mole).

Ruído e uniformidade da imagem *CTrue*

O ruído da imagem *CTrue* é representado pelo desvio padrão em uma região no objeto simulador *Tomo*. A uniformidade é representada pela consistência dos números médios de CT no centro versus na borda do objeto simulador *Tomo*. O ruído e a uniformidade da imagem *CTrue* devem ser avaliados.

OBSERVAÇÃO: a Accuray Incorporated não realiza um teste numérico do ruído e uniformidade da imagem no ATP, mas a uniformidade e ruído de cada sistema são testadas na fábrica.

A especificação interna da uniformidade é baseada na diferença nos números médios de CT em uma região de interesse perto do centro do objeto simulador, versus números médios da CT em uma região de interesse perto da borda do objeto simulador. A especificação interna da Accuray para uniformidade é de 25 HU. A especificação interna para ruído é baseada no desvio padrão nas regiões de interesse próximas à borda do objeto simulador. A especificação interna de ruído da Accuray é de 43 HU para a opção de reconstrução Padrão e 21 HU para as opções de reconstrução IR geral e IR de tecido mole.

O TG-148 fornece um cálculo para o ruído da imagem que se baseia no desvio padrão dos valores de HU em uma região de interesse e na Escala de contraste (Equações 9 e 10 do TG-148). A Escala de contraste serve para determinar o intervalo de valores HU produzidos pelo scanner. Se um scanner de CT produzir valores de HU de acordo com a definição padrão,

o valor em HU do ar deve ser de -1.000 e o valor em HU da água deve ser 0. Mas, por exemplo, se a gama de valores produzidos por um scanner específico for mais estreita, p. ex.: ar a -800 HU e água a 0 HU, um valor determinado para o desvio padrão (como 43 HU) teria um impacto relativamente maior sobre a qualidade da imagem.

Para o sistema de imagem, o intervalo será muito estável se você executar o procedimento de Calibração do número da CT regularmente. Como mencionado anteriormente, a Calibração do número da CT mantém valores na imagem *CTrue* de -1.000 HU para ar e 25 HU para o objeto simulador Med-Cal *Tomo* ou 0 HU para o HE do objeto simulador Sun Nuclear *Tomo*.

As equações 9 e 10 de TG-148 têm base na escala de contraste nos valores de HU e coeficientes de atenuação de água e policarbonato, mas qualquer material poderia ter sido usado para determinar a escala de contraste. Para simplificar as equações e evitar a exigência de informações sobre policarbonato, escolhemos água e ar como nossos dois materiais. Se o sistema produzir valores próximos de -1.000 HU para o ar e 0 HU para a água, e considerando que o coeficiente de atenuação linear do ar seja 0, a Equação 9 do TG-148 se reduz convenientemente a aproximadamente:

$$Noise = \frac{\sigma_{CT}}{10}$$

OBSERVAÇÃO: Estritamente falando, a definição de HU significa que o vácuo deve ser -1.000 HU. No entanto, na prática, a atenuação é calculada pela comparação entre o sinal do detector e um airscan. Assim, se o sinal for o mesmo que a varredura de ar, a atenuação será calculada para ser zero. Portanto, na prática, o ar tem um número de CT de -1.000 HU.

Dose de imagem *CTrue*

A dose da imagem é mais alta para uma varredura com rotação ao redor do eixo x para aquisição **Fine** (Fina). A dose da imagem do paciente para uma varredura **Fina** é inferior a 3 cGy, quando medido com um A1SL calibrado colocado em uma das cavidades centrais do objeto simulador *Tomo* (não há cavidade no centro exato do objeto simulador, mas uma cavidade a 1 cm do centro do objeto simulador pode ser usada). A Accuray Incorporated especifica que a varredura deve incluir pelo menos 7 cortes no centro do objeto simulador. O TG-148 especifica que a varredura deve cobrir todo o objeto simulador.

O fator de qualidade do feixe para o feixe de imagem não é o mesmo que para o feixe de tratamento. No entanto, como o objetivo deste teste é apenas verificar se a dose é inferior a 3 cGy, não é necessário determinar as diferenças. O fator de calibração da câmara de ionização, o fator de calibração do eletrômetro e a correção da temperatura/pressão devem ser aplicados.

Rotação ao redor do eixo x para aquisição	Dose de imagem máxima
Fina	3 cGy
Média	2 cGy
Grossa	1 cGy

OBSERVAÇÃO: O sistema de planejamento de tratamento não determina a dose da imagem.

Descrição XML

Air Scane a **CT Number Calibration** (Calibração do número da CT) são tarefas acessíveis na tela inicial do TDC. Sempre que executar esses procedimentos, os dados do detector serão processados automaticamente. Os resultados do airscan mais recente e a calibração mais recente do número da CT são usados para a reconstrução de imagens.

Para os testes de verificação de qualidade de imagem numérica e subjetiva, considere o uso do **MVCT_Open_Field_Rotating.xml**, disponível no Atendimento ao Cliente da Accuray. Esse **.xml** contém uma imagem de comprimento suficiente para permitir que você escaneie todo o objeto simulador *Tomo*.

OBSERVAÇÃO: Considerações para selecionar um paciente ou procedimento para adquirir uma imagem do objeto simulador na guia **Scan** (Escanear):

- A extensão Superior/Inferior da imagem de planejamento afeta o comprimento de varredura disponível para a seleção de cortes na guia **Scan** (Escanear) (é possível escanear aproximadamente ±9 cortes além da imagem de planejamento).
- A resolução Y da imagem de planejamento do paciente afeta a exibição da imagem na guia **Register** (Registro) (a imagem MVCT é interpolada para cortar as posições da imagem do planejamento).

Configurar e aplicar o teste

- Airscan 267
- Calibração do número da CT 267
- Verificação de qualidade da imagem subjetiva 267
- Dimensões de imagem CTrue 269
- Resolução espacial da imagem CTrue no plano transversal. 269
- Ruído e uniformidade da imagem CTrue 270
- Dose de imagem CTrue 271

IMPORTANTE: Antes de executar as tarefas de QA, aqueça o sistema conforme descrito em “Inicialização do sistema” (página 80) para ajudar a obter uma saída de feixe.

Airscan

As instruções para realizar o Airscan se encontram no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento).

Calibração do número da CT

IMPORTANTE: O objeto simulador *Tomo* deve ser usado para a calibração do número da CT, pois os resultados são processados presumindo-se números de CT apropriados para o objeto simulador *Tomo* (25 HU nominal para o objeto simulador Med-Cal *Tomo* e 0 HU para o HE do objeto simulador Sun Nuclear *Tomo*). Não use um objeto simulador diferente.

As instruções para executar o procedimento de calibração do número da CT se encontram no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento).

Verificação de qualidade da imagem subjetiva

1. Configure o objeto simulador *Tomo* na mesa. Posicione o objeto simulador para que os pequenos orifícios da câmara de ionização fiquem no lado +Y do objeto simulador e alinhados verticalmente (rotação consistente com os lasers de furo verde). Alinhe o centro do objeto simulador com os lasers verdes em X, Y e Z.
2. Insira os plugues de densidade variável e os plugues de resolução no objeto simulador *Tomo*. O padrão de resolução dos plugues de resolução deve estar dentro do objeto simulador. Deixe duas cavidades de ar abertas.

Preencha as demais cavidades com os plugues do objeto simulador *Tomo*, as quais são rotuladas, “1.0”. Preencha todos os orifícios da câmara de ionização com os plugues. Se desejar, anexe marcadores fiduciais adicionais à superfície do objeto simulador, para ajudá-lo a verificar as dimensões da imagem.

3. Se tiver uma câmera, tire uma fotografia das posições dos plugues como referência. Ou registre as posições e os valores dos plugues em um diagrama.
4. No menu Ferramentas do TDC, abra um paciente de QA da máquina, como **ZZZ MVCT Open Field Rotating** (Campo aberto da MVCT girando ZZZ).

OBSERVAÇÃO: Alternativamente, é possível abrir a tarefa **Acquire Planning Image** (Adquirir imagem de planejamento) no menu **Tools** (Ferramentas) do TDC, mas, neste caso, você não terá acesso à guia **Register** (Registrar) e precisará exportar suas imagens para outro software para visualização.

5. Escolha a rotação ao redor do eixo x para aquisição **Fine** (Fina) e o intervalo de reconstrução de **1 mm**. Escolha a configuração de reconstrução: **Standard** (Padrão), **IR general** (IR Geral) ou **IR Soft Tissue** (IR de tecido mole).
6. Selecione cerca de 200 mm de cortes ou, aproximadamente, 200 imagens cobrindo todo o objeto simulador.
7. Prepare e realize uma varredura.
8. Visualize a imagem na guia **Register** (Registrar) da tarefa QA da máquina ou em um software de terceiros para verificar se a imagem está livre de artefatos e se as inserções do plugue de densidade estão visíveis.

OBSERVAÇÃO: Na tarefa de QA da máquina ou de registro de controle de QA da máquina para Revisão, clique em **Tools > Export Machine QA Scans** (Ferramentas > Exportar varreduras de QA da máquina) e selecione a varredura que gostaria de exportar. Isso salvará os dados do DICOM na unidade local de sua estação de trabalho do TDC (C:\accuray\exports\Machine QA scans). Os procedimentos de QA da máquina são limpos todas as noites. Apenas as imagens mais recentes são mantidas. Você pode definir o número máximo de procedimentos de QA da Máquina como Keep (Manter) na guia Polices (Políticas) da tarefa System Administration (Administração do Sistema) no software *Accuray Precision*.

Dimensões de imagem *CTrue*

Use a mesma imagem do objeto simulador que na seção anterior.

1. Meça as dimensões físicas do seu objeto simulador ou as distâncias entre os marcadores fiduciais.
2. Use a ferramenta régua da guia **Register** (Registrar) para verificar as dimensões da imagem. Para obter informações sobre como usar a ferramenta régua, consulte o *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento).
3. Identifique um corte de imagem na qual os pinos da câmara de ionização possam ser visualizados e verifique na imagem se a linha de pinos da câmara de ionização está paralela aos lasers verdes.
4. Identifique um corte de imagem na qual os plugues de densidade possam ser visualizados. Compare as posições dos plugues de densidade com as posições registradas em “Verificação de qualidade da imagem subjetiva” (página 260), Etapa 3, para confirmar se a imagem foi reconstruída na orientação correta.

Resolução espacial da imagem *CTrue* no plano transversal

Use a mesma imagem do objeto simulador que na seção anterior.

1. Identifique a melhor corte de imagem para visualizar o plugue de resolução da CT e defina a janela/nível para uma visualização ideal.

OBSERVAÇÃO: Na tarefa de QA da máquina ou de registro de controle de QA da máquina para Revisão, clique em **Tools > Export Machine QA Scans** (Ferramentas > Exportar varreduras de QA da máquina) e selecione a varredura que gostaria de exportar. Isso salvará os dados do DICOM na unidade local de sua estação de trabalho do TDC (C:\accuray\exports\Machine QA scans). Os procedimentos de QA da máquina são limpos todas as noites. Apenas as imagens mais recentes são mantidas. Você pode definir o número máximo de procedimentos de QA da Máquina como Keep (Manter) na guia Polices (Políticas) da tarefa Administração do Sistema no software *Accuray Precision*.

2. Verifique se consegue distinguir a terceira linha de furos no plugue de resolução.

Ruído e uniformidade da imagem *CTrue*

Use a mesma imagem do objeto simulador que na seção anterior.

1. Como o sistema não inclui ferramentas para avaliar o desvio padrão ou os números médios da CT de uma região de interesse em uma imagem *CTrue*, será necessário enviar as imagens *CTrue* para um software de terceiros para avaliação numérica.
2. Use a ferramenta de sua escolha para selecionar cortes da imagem do objeto simulador que não contenham plugues de densidade. Avalie a média e o desvio padrão dos números da CT em regiões de interesse perto do centro e da borda do objeto simulador *Tomo*, como mostrado na figura a seguir.

DICA: A seção VI.B.4 do TG-148 cita exemplos de ferramentas de terceiros gratuitas para encontrar a média e o desvio padrão dos números da CT em regiões de uma imagem DICOM.

Exemplo de regiões de interesse desenhadas em softwares de terceiros perto do centro e da borda do objeto simulador *Tomo* para avaliação de uniformidade e ruído da imagem.

Dose de imagem *CTrue*

1. Coloque o objeto simulador *Tomo* na mesa, com os orifícios da câmara de ionização na vertical e voltados para o lado contrário do gantry. Alinhe o centro do objeto simulador com o laser suspenso verde estacionário. Ajuste a inclinação da mesa para garantir que o centro do objeto simulador *Tomo* fique à altura do isocentro quando estiver no isocentro da máquina dentro do furo.
2. Remova um pino de 10 mm do centro do objeto simulador *Tomo* e insira uma câmara de ionização A1SL.
3. Prepare o eletrômetro para medir a dose integrada.
4. Selecione um paciente no TDC.
5. Defina a rotação ao redor do eixo x para aquisição **Fine** (Fina) e selecione uma quantidade suficiente de cortes para cobrir todo o objeto simulador.

OBSERVAÇÃO: O processo de aquisição da varredura é o mesmo para todas as varreduras com uma rotação ao redor do eixo x fina, portanto, não importa qual algoritmo de reconstrução é usado para esse teste.

6. Inicie o eletrômetro e execute a varredura.
7. Calcule a dose da carga usando o método padrão.

O que fazer se o teste falhar

Se as imagens não atenderem às especificações da Accuray Incorporated, o representante de serviços precisará resolver o problema ajustando os parâmetros de reconstrução de imagem MVCT e/ou do feixe da MVCT no software.

As soluções podem variar entre simplesmente sinalizar um canal ruim para não ser utilizado para reconstrução (para resolver um artefato circular), para medir uma nova calibração espectral da MVCT (o arquivo que determina o endurecimento do feixe na reconstrução da imagem).

Se o FSE fizer ajustes, o físico do local deverá acompanhar repetindo os testes desta seção para garantir que sejam aprovados, começando com a **Airscan** e **CT Number Calibration** (Calibração do número da CT).
Caso utilize imagens MVCT para o cálculo de dose (por exemplo, para planejamento de tratamento ou cálculos adaptativos), será preciso criar um novo modelo de densidade de MVCT.

Calibração da exibição da unidade de monitoramento

Visão geral da calibração da exibição da unidade de monitoramento 274

Teoria da calibração da exibição das unidades de monitoramento 275

Descrição XML 276

Configurar e aplicar o teste 277

O que fazer se o teste falhar 281

Visão geral da calibração da exibição da unidade de monitoramento

Referência TG-148:	Monitore o escalonamento do sinal da câmara durante o ATP (seção V.A.1) e verifique a constância da câmara (seção V.B.2.d)
Finalidade:	Calibrar a exibição **Cumulative (mu)** (Cumulativa) no TDC para Dose1 e Dose2 de forma significativa (normalmente 1 cGy/MU a uma SAD de 850 mm, campo de 50 mm x 400 mm, profundidade de 15 mm no *Virtual Water*).
Método:	Use uma câmara de ionização para medir a dose para um procedimento de 60 s, campo de 50 mm x 400 mm, SAD de 850 mm, profundidade de 15 mm no *Virtual Water* e defina os fatores de calibração corretamente.
Especificação da Accuray:	Quando um plano de IMRT é aplicado com êxito: • Os valores cumulativos (mu) para Dose1 e Dose2 estão dentro de 2% um do outro. • Os valores de exibição Esperados (mu) e Cumulativos (mu) no SO estão dentro de 2% um do outro.
Equipamento necessário:	• Câmara de ionização A1SL • Eletrômetro • *Virtual Water*: um (1) bloco de 50 mm x 150 mm x 550 mm e um (1) bloco de 5 mm x 150 mm x 550 mm

Teoria da calibração da exibição das unidades de monitoramento

Nesta seção, a exibição das unidades de monitoramento será calibrada. Os fatores de conversão de quantidades brutas em unidades de monitoramento e o fator de conversão do tempo de tratamento planejado em unidades de monitoramento serão definidos. A calibração controla a exibição, mas não afeta o desempenho da máquina, pois o TDC e os intertravamentos são baseados nas quantidades brutas.

IMPORTANTE: A exibição das unidades de monitoramento deve ser calibrada assim que o desempenho do sistema demonstrar que está dentro das especificações.

Normalmente, a exibição é calibrada para 1 cGy/MU a uma SAD (distância entre a fonte e a câmara de ionização) de 850 mm para um tamanho de campo de 50 mm x 400 mm, a uma profundidade de 15 mm no *Virtual Water*.

O fluxo de trabalho geral é:

1. Medir a saída em suas condições de calibração de preferência e registrar os valores cumulativos exibidos para Dose 1 e Dose 2.

DICA: Se achar mais fácil, é possível configurar o *Virtual Water* a uma SSD de 850 mm multiplicando o resultado por $(86,5/85)^2$ para fazer uma correção do inverso do quadrado para uma SAD de 850 mm.

2. Escalone os parâmetros de **MU per chamber count** (Quantidade de Mus por câmara) para Dose1 e Dose2 a fim de obter uma exibição de 1 cGy/MU.
3. Defina o parâmetro **Expected MU** (MU esperadas) (MU/min) para coincidir com a dose que você mediu no cGy durante o procedimento de 60 s.
4. Execute o procedimento novamente para garantir que as exibições no TDC para Dose1 e Dose2 estejam de acordo e que as quantidades cumulativas exibidas coincidam com a medida da dose da câmara de ionização.
5. Execute um plano de tratamento. As quantidades cumulativas e esperadas para o plano devem estar de acordo.

Esta seção enfoca principalmente a calibração da exibição do feixe de tratamento. O sistema não calcula a dose de captura de imagem ou prevê as MU esperadas para o feixe de varredura. Se desejar, a calibração da exibição da MU do feixe de varredura pode ser verificada usando o mesmo fluxo de trabalho, conforme descrito acima, com a exceção de que o feixe de varredura não usa um parâmetro **Expected MU** (MU Esperadas) (MU/min).

Descrição XML

Exemplo de calibração da exibição da MU	
Onde obter o XML:	A Accuray Incorporated não fornece o arquivo **.xml** para a calibração da exibição da MU. Siga as instruções no capítulo “Criar QA por máquina” (página 581) para criar seu procedimento.
Nome do paciente:	Calibração da exibição da MU ZZZ
Descrição do procedimento:	60s todo aberto, 5 x 40, ConfigurarparaPronto0
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático a 0°
Garras:	J42 (largura do campo nominal de 5 cm)
MLC:	Todo aberto
Tempo de ativação do feixe:	60s todas as lâminas abertas

IMPORTANTE: Para os procedimentos de QA da máquina, a quantidade da exibição cumulativa da MU começa no início do procedimento. Não inclua um aquecimento de 10 s no procedimento de calibração da exibição da MU.

Configurar e aplicar o teste

- Medir a taxa de dose. 277
- Ajuste os parâmetros da máquina 278
- Exemplo de cálculo dos parâmetros das unidades de monitoramento 279
- Verificar a calibração da exibição das MU 280

IMPORTANTE: Antes de executar as tarefas de QA, aqueça o sistema e execute um airscan, conforme descrito em “Inicialização do sistema” (página 80) para ajudar a obter um feixe estável.

Medir a taxa de dose

1. Conecte uma câmara de ionização A1SL calibrada ao eletrômetro e, em seguida, configure o eletrômetro para medir a dose integrada a +300 V (veja “Posicionar o eletrômetro Tomo” (página 95)).
2. Nos lasers verdes fora do furo, configure a pilha de *Virtual Water*, com a borda longa paralela ao eixo X. A câmara deve ter uma profundidade de 15 mm, com alguns cm de retrodispersão por baixo da câmara. O volume da coleta da câmara deve ser centralizado nos lasers verdes em X e Y. A superfície do *Virtual Water* deve estar a uma SSD de 850 mm.
3. Insira a mesa exatamente 700 mm no interior do furo e corrija a inclinação da mesa usando a função **Step Move** (Movimento do degrau), para garantir que a superfície do *Virtual Water* esteja a uma SSD de 850 mm.
4. Caso esteja realizando a medição a uma SAD de 850 mm, use a função **Step Move** (Movimento do degrau) para elevar a mesa 15 mm (veja a seguinte imagem para referência). Se a distância **Setup to Ready** (Preparação – prontidão) da mesa no seu arquivo **.xml** for zero, não retire a mesa do furo.

Câmara de 15 mm de profundidade, SAD de 850 mm

5. Execute o procedimento e registre a carga integrada.
6. Registre, também, os valores **Cumulative** (Cumulativos) (mu) exibidos para as Câmaras de monitor 1 e 2.

7. Calcule a dose da câmara de ionização, conforme discutido em “Dosimetria para o sistema de tratamento” (página 105).
8. Repita quantas vezes desejar para obter uma medida estável.

Ajuste os parâmetros da máquina

ATENÇÃO: Não modifique nenhum parâmetro, exceto para a quantidade de **MU per chamber** (MU por câmara) e **Expected MU** (MU esperadas) (MU/min). Os parâmetros **MU per chamber count** (Quantidade de câmaras por MU) e **Expected MU** (MU esperadas) (MU/min) afetam a exibição, mas não afetam o desempenho da máquina. Alterar outros parâmetros pode resultar em danos ao sistema, na incapacidade de executar o feixe ou em uma discrepância entre a dose planejada e aplicada do paciente. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray caso precise de ajuda para modificar parâmetros.

Esta seção apresenta o fluxo de trabalho para ajustar os parâmetros da máquina. Um cálculo de exemplo é fornecido na próxima seção.

1. No TDC, clique no menu **Tools** (Ferramentas) e selecione **Edit Machine** (Editar máquina).
2. Navegue até a pasta **Beams/Beam Type** (Feixes/Tipo de feixe): **Treatment/Controls** (Tratamento/Controles).
3. Digite a dose em cGy a partir da etapa 7 da seção anterior (arredonde para o número inteiro mais próximo) no campo **Expected MU** (MU esperadas) (MU/min). O campo modificado será exibido em amarelo.

OBSERVAÇÃO: O parâmetro **Expected MU** (MU esperadas) (MU/min) é usado pelo sistema para determinar as unidades de monitoramento esperadas a partir do tempo de ativação do feixe calculado para um plano.

OBSERVAÇÃO: Se você atualizar o parâmetro **Expected MU** (MU esperadas) (MU/min):

- Os planos que você criará no futuro utilizarão o novo valor para calcular as unidades de monitoramento esperadas no Relatório do plano (acessível no Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision*) e no Relatório de aplicação (acessível no TDC).
- Para planos que já foram feitos, as unidades de monitoramento esperadas no Relatório do plano não serão atualizadas e as unidades de monitoramento esperadas no Relatório de aplicação serão atualizadas apenas para as frações que ainda não foram tratadas.

4. Determine os fatores de correção para a exibição cumulativa das MU:

   Fator da Dose1 = (Dose Medida)/(Cumulativa (mu) exibida no TDC para a Câmara de monitoramento 1)

   Fator da Dose2 = (Dose Medida)/(Cumulativa (mu) exibida no TDC para a Câmara de monitoramento 2)

   onde a dose medida foi determinada na Etapa 7 da seção anterior, e a exibição cumulativa de MU foi determinada na Etapa 6 da seção anterior.

5. Multiplique os valores de **MU per chamber count** (Quantidade de câmaras por MU) por seus respectivos fatores determinados na Etapa 4 e insira esses valores novos nos campos **MU per chamber count** (Quantidade de câmaras por MU). O campo modificado será exibido em amarelo.

6. Clique em **Save** (Salvar), digite sua senha quando solicitado e clique em **OK** (OK).

Exemplo de cálculo dos parâmetros das unidades de monitoramento

Esta seção fornece um exemplo de ajuste para os parâmetros de exibição das unidades de monitoramento. Será necessário inserir valores específicos da máquina no seu sistema.

Parâmetros de exemplo:

- Antes da calibração, os valores cumulativos MU1 e MU2 para um procedimento de 60 segundos são 866 e 876, respectivamente.
- Quando medir a taxa de dose utilizando uma câmara de ionização A1SL a uma profundidade de 15 mm no *Virtual Water* e uma configuração de SAD de 850 mm, é obtida uma medida de 880,6 cGy.
- Os valores atuais das câmaras de monitor 1 e 2 nos campos **MU per chamber count** (Quantidade de MU por câmara) são 1,6834E-6 e 2,2547E-6, respectivamente.

Para calibrar a exibição das unidades de monitoramento:

1. Digite 881 no campo **Expected MU** (MU esperadas) (MU/min).

2. Digite os novos coeficientes no campo **MU per chamber count** (Quantidade de MU por câmara):

   Para a câmara de monitoramento 1: $\frac{881}{866} \times 1.6834x10^{-6} = 1.7126x10^{-6}$

   Para a câmara de monitoramento 2: $\frac{881}{876} \times 2.2547x10^{-6} = 2.2676x10^{-6}$

3. Salve os dados da máquina.

   Agora, os dados da máquina estão atualizados para refletir os fatores corretos que são necessários para que as quantidades de MU exibam o

mesmo valor que foi medido. O sistema de planejamento irá multiplicar a quantidade de minutos de cada tratamento por 881 para calcular as unidades de monitoramento esperadas para cada tratamento.

Verificar a calibração da exibição das MU

1. Repita o procedimento em “Medir a taxa de dose” (página 277). Verifique se as exibições **Cumulative** (Cumulativas) (mu) para as Câmaras de monitor 1 e 2 coincidem uma com a outra em 2%.
2. Execute uma fração de um plano **TomoPhant**, por exemplo, Plano 3. Não importa se houver um objeto simulador na mesa. Verifique se as exibições **Cumulative** (Cumulativas) (mu) para as Câmaras de Monitor 1 e 2 coincidem com as **Expected** (Esperadas) (mu) em 2%.
3. Se você não teve êxito na realização da calibração, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter orientação.

O que fazer se o teste falhar

Durante a calibração inicial do sistema, será necessário ajustar a calibração da exibição das unidades de monitoramento.

No futuro, se houver alguma discrepância, as causas devem ser investigadas:

- A causa de uma discrepância entre as quantidades da Dose1 e da Dose2 pode ser um desvio na energia do feixe. A energia do feixe afeta o formato do perfil transversal, pois o bremsstrahlung do alvo fica voltado mais para frente com o aumento da energia. Como a câmara da Dose1 é maior que a câmara da Dose2, a razão entre Dose1 e Dose2 é uma verificação de consistência muito difícil da energia do feixe.
- Uma discrepância entre as quantidades cumulativas e esperadas pode ser causada por uma alteração na taxa de dose do sistema.
- Uma discrepância pode ainda indicar que uma ou ambas as câmaras de ionização independentes já não funcionam adequadamente.

O físico do local deve verificar a saída e a energia do feixe usando uma câmara de ionização calibrada. O físico do local também pode precisar entrar em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência na verificação da integridade das câmaras de monitor. Se a saída e a energia do feixe demonstrarem estar dentro das especificações e as câmaras de monitor estiverem em boas condições de funcionamento, pode ser necessário calibrar a tela novamente.

Estabelecer referências de linha de base

Visão geral das referências de linha de base 284

Teoria das referências de linha de base 285

XML para Linha de base da qualidade
do feixe e da saída estática 287

Configurar e medir a linha de base da qualidade
do feixe e saída estática. 288

Analisar o resultado 291

Visão geral das referências de linha de base

Referência TG-148:	Consistência estática da saída (seção V.B.2.d), Consistência da qualidade do feixe com a linha de base (V.B.2.a) e Consistência do perfil transversal com a linha de base (V.B.2.b)
Finalidade:	Criar referências de linha de base que possam ser usadas para a QA diária e mensal da saída estática, PDD e perfil transversal. Criar referências para todos os testes da *TQA*.
Método:	A dose estática e a qualidade do feixe devem ser medidas usando uma câmara de ionização em *Virtual Water*, bem como em qualquer outro dispositivo a ser usado para QA diária. As referências da *TQA* são criadas executando os respectivos módulos quando a máquina estiver sabidamente em estado comissionado.
Especificação da Accuray:	Intervalos típicos para medições de PDD e saída do feixe de tratamento em *Virtual Water* para máquinas geminadas (SSD de 85 cm, campo de 5 cm x 40 cm, todas as lâminas abertas): • Saída estática a 1,5 cm de profundidade: 850±30 cGy/min para a configuração de taxa de dose padrão ou 1.025 cGy/min (com uma variação de alguns pontos percentuais de máquina para máquina) para a configuração de taxa de dose alta • PDD a 85 cm SSD no Med-Cal Virtual Water: razão de 10/1,5: 0,592 a 0,617; razão de 20/1,5: 0,311 a 0,323 • PDD a 85 cm SSD no Sun Nuclear Solid Water: razão de 10/1,5: 0,593 a 0,618; razão de 20/1,5: 0,315 a 0,327
Equipamento necessário:	• Conjunto de blocos (15 cm x 55 cm x espessura variável) de *Virtual Water*. • Câmara de ionização e eletrômetro • Consulte o *Manual do TQA* para materiais para cada módulo *TQA*

Teoria das referências de linha de base

- Saída estática de qualidade do feixe 285
- Referências da TQA 285

Saída estática de qualidade do feixe

O TG-148 especifica que os perfis de feixe devem ser medidos anualmente em um tanque de água e a saída da dose de IMRT deve ser verificada mensalmente com base em valores calculados pelo Sistema de planejamento de tratamento. Uma verificação de consistência é suficiente para as medições mensais dos perfis de feixe e as medições diárias/mensais da saída estática.

Os valores de linha de base específicos da máquina para as verificações de consistência devem ser estabelecidos quando confirmado que a máquina está em bom estado (o alinhamento, os perfis e os dados do tanque de água correspondem aos dados de referência relativos ao modelo do feixe dentro da especificação).

Devem ser estabelecidas referências para uma câmara de ionização em *Virtual Water*, bem como para qualquer outro equipamento que o local pretenda usar para QA diária.

Referências da *TQA*

Quando confirmado que a máquina está em bom estado, devem ser estabelecidas referências da *TQA* para todos os módulos *TQA* incluídos na compra do local e que sejam aplicáveis à configuração do local (alguns módulos *TQA* usam garras dinâmicas).

Os seguintes módulos requerem uma medição de referência específica do local:

- **Dosimetria básica**
- **QA diária**
- **Escala de densidade estática**
- **Escala de densidade helicoidal**
- **Varredura da garra – garras dinâmicas**

A Accuray Incorporated fornece arquivos de referência para os seguintes módulos:

- **Largura do campo**
- **Largura do campo – Garras dinâmicas**
- **Tanque de água**

Os seguintes módulos *TQA* não requerem um arquivo de referência:

- **Alinhamento longitudinal do LINAC**
- **Alinhamento transversal do LINAC**
- **Airscan**

O *Manual do TQA* inclui instruções para a configuração das referências da *TQA*. O representante da Accuray Incorporated que executa o seu ATP irá ajudá-lo a configurar as referências inicialmente.

DICA: A *TQA* tem funcionalidade de backup/restauração do banco de dados, armazenando backups no volume **D** localizado no servidor de gateway do hospital. Se desejar um backup adicional, baixe e salve seus arquivos de *TQA* de referência, além de outros arquivos importantes em um local seguro.

XML para Linha de base da qualidade do feixe e da saída estática

OBSERVAÇÃO: Como a saída estática diária/mensal e a QA de energia são uma verificação de consistência, os parâmetros exatos para o procedimento estão sujeitos ao critério do físico do local. Por exemplo, alguns médicos podem preferir abrir apenas as lâminas 25 a 40 para obter um campo de 50 mm x 100 mm (com largura de campo nominal de 50 mm).

Exemplo de verificação de energia e saída estática	
Onde obter o .xml:	O arquivo **Static Output and Energy.xml** pode ser solicitado no Atendimento ao Cliente da Accuray.
Nome do paciente:	Energia e Saída Estática ZZZ
Descrição do procedimento:	J42 – Feixe TX – TodasLâminasAbertas – ConfigurarparaPronto 0 cm – 70 s J42 – Feixe de MVCT – TodasLâminasAbertas– ConfigurarparaPronto 0 cm – 70 s
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	Estático a 0°
Garras:	J42 (largura do campo nominal de 5 cm)
MLC:	Tudo aberto para obter um campo de 5 cm x 40 cm
Tempo de ativação do feixe:	Um aquecimento de 10 s com as lâminas fechadas e, em seguida, de 60 s com as lâminas abertas

Configurar e medir a linha de base da qualidade do feixe e saída estática

- Configurar o equipamento 288
- Medir a saída estática 290
- Medir a qualidade do feixe 290

IMPORTANTE: Antes de executar as tarefas de QA, aqueça o sistema conforme descrito em “Inicialização do sistema” (página 80) para ajudar a obter um feixe estável.

OBSERVAÇÃO: A linha de base de energia e a saída estática devem ser medidas para o feixe de tratamento. Se desejar, também é possível medi-las para o feixe de MVCT.

Configurar o equipamento

1. Empilhe os blocos de *Virtual Water* na mesa de modo que o centro dos orifícios da câmara de ionização esteja a profundidades de 15 mm, 100 mm e 200 mm da superfície superior da pilha.
2. Ajuste a altura da mesa de modo que a superfície superior da pilha esteja em uma SSD de 850 mm.
3. Centralize a pilha nos lasers verdes em Y e alinhe a coluna dos furos de medição da câmara de ionização com os lasers verdes em X (o segundo orifício de referência será ligeiramente deslocado dos lasers verdes).

Pilha de *Virtual Water*

Use a pilha de *Virtual Water* para medir a saída estática e a linha de base da energia. Os blocos são ilustrados com um espaço vazio entre eles para ajudá-lo a vê-los melhor, mas não haverá espaços vazios na configuração real e as dimensões da figura não incluem o espaço vazio. O bloco de 20 mm contém dois orifícios da câmara de ionização. Este design permite que uma câmara permaneça no lugar como uma câmara de referência na posição indicada pela seta vermelha, enquanto a outra câmara é posicionada em sequência a cada profundidade para a verificação da qualidade do feixe.

4. Insira a mesa 700 mm no interior do furo e ajuste a inclinação da mesa, de modo que o laser verde do orifício percorra a superfície superior do bloco. Não retire a mesa do furo se a distância Preparação – Prontidão para o seu **.xml** for 0.
5. Registre a temperatura e a pressão absoluta.
6. Conecte duas câmaras de ionização A1SL ao Eletrômetro *Tomo*. Defina a polarização em +300 V e prepare o eletrômetro para medir a carga integrada. Para instruções detalhadas, consulte “Posicionar o eletrômetro Tomo” (página 95).

Medir a saída estática

1. Coloque uma câmara de ionização no orifício a uma profundidade de 15 mm alinhada com os lasers verdes. Tampe o orifício adjacente.
2. Prepare o procedimento e comece a integrar o eletrômetro.
3. Realize o procedimento e registre a carga.
4. Repita as etapas 2-3 para garantir uma medição estável.

Medir a qualidade do feixe

1. Coloque uma câmara A1SL de referência na posição indicada pela seta no diagrama de pilha de Virtual Water em “Configurar o equipamento” (página 288). Essa câmara não se moverá entre medições e será usada para verificar a estabilidade da saída.
2. Coloque a câmara de medição no orifício a uma profundidade de 15 mm.
3. Realize o procedimento e registre a carga para a câmara de medição e a câmara de referência. Repita para garantir uma medição estável.
4. Mova a câmara de medição até o orifício na profundidade de 100 mm, mantendo a câmara de referência no lugar a 15 mm de profundidade. Tampe o orifício de medição a uma profundidade de 15 mm. Execute a medição conforme a Etapa 3.
5. Mova a câmara de medição até o orifício na profundidade de 200 mm, mantendo a câmara de referência no lugar a 15 mm de profundidade. Tampe todos os orifícios não utilizados. Execute a medição conforme a Etapa 3.

OBSERVAÇÃO: Alternativamente, se você tiver várias câmaras, será possível medir a qualidade do feixe em duas ou três profundidades simultaneamente sem usar uma câmara de referência (tampe o orifício da câmara de referência). As câmaras a profundidades mais rasas podem afetar a medição a profundidades mais profundas. Isso pode ser aceitável para uma verificação de consistência, desde que você registre sua configuração e faça todas as futuras medições da mesma forma.

Analisar o resultado

1. Calcule a dose para cada medição de carga que coletou.
2. Se necessário, normalize as medições da qualidade do feixe para explicar qualquer variação de execução para execução na medição da carga de referência.
3. Calcule as razões da qualidade do feixe para 10/1,5 e 20/1,5.
4. Caso tenha usado as mesmas condições de medição, conforme indicado em “Visão geral das referências de linha de base” (página 284), compare seus resultados com base nos intervalos típicos fornecidos.

IMPORTANTE: Não ajuste a energia ou saída do feixe com base no intervalo típico de doses e razões de qualidade do feixe listados em “Visão geral das referências de linha de base” (página 284). A energia e saída do feixe devem ter sido configuradas para coincidir com o modelo do feixe durante o comissionamento da máquina. Se o seu resultado estiver fora do intervalo típico, verifique o seu arquivo **.xml** de procedimento e sua configuração de medição.

5. Salve os dados de medição, as observações de configuração e os cálculos com seus registros de QA como referência para futuras verificações de constância de qualidade do feixe e saída estática.

Teste do procedimento de conclusão

Visão geral do teste do procedimento de conclusão. . . . 294
Configurar e aplicar o teste 296
Analisar o resultado 298
O que fazer se o teste falhar 301

Visão geral do teste do procedimento de conclusão

- Teoria do teste do procedimento de conclusão 295
- Métodos alternativos para realizar este teste. 295
- Descrição do plano 295

Referência TG-148:	Procedimento interrompido (seção V.B.4.a)
Finalidade:	Verifique se uma aplicação interrompida e concluída fornece a mesma distribuição de dose que um procedimento ininterrupto.
Método:	Verifique se uma aplicação interrompida e concluída fornece a mesma distribuição de dose que um procedimento ininterrupto.
Especificação da Accuray:	• A soma das doses absolutas medidas por uma câmara de ionização para o procedimento interrompido e concluído é de até 3% da dose para o procedimento ininterrupto. • Quando comparar os 80% centrais da região do platô, o filme interrompido e concluído será de até 3% do filme ininterrupto e o deslocamento é menor que 3 mm. • Adicionalmente, o TG-148 especifica que o comprimento total (FWHM) da distribuição de dose para o procedimento interrompido e concluído deve ser de até 1 mm do FWHM do procedimento ininterrupto.
Amostra das imagens do resultado:	 **As imagens mostradas são para um plano de dois alvos.**
Equipamento necessário:	• Objeto simulador *Tomo* • Scanner de filme, computador, software de análise • Câmara de ionização e eletrômetro • 2 filmes EDR ou EBT por modalidade testada (tamanho mínimo recomendado: 20 cm x 25 cm)

Teoria do teste do procedimento de conclusão

Os procedimentos de conclusão (frações complementares, pausar/retomar e interromper/continuar) são discutidos em “Gerenciar interrupções do tratamento” (página 84). Como os procedimentos de conclusão podem ser aplicados aos pacientes, é importante testar o fluxo de trabalho para garantir que a mesma distribuição de dose cumulativa seja alcançada tanto para um procedimento interrompido e concluído quanto para um procedimento ininterrupto.

Métodos alternativos para realizar este teste

A resolução espacial de um dispositivo de matriz pode não ser suficiente para este teste.

Descrição do plano

Você precisará de um plano otimizado para este teste. Os procedimentos de conclusão podem ser aplicados para planos de tratamento de pacientes, planos do objeto simulador e planos de QA dos pacientes. Os procedimentos de conclusão não estão disponíveis para planos de QA da máquina.

Por exemplo, use um plano do paciente do objeto simulador *Tomo* introduzido em “Calibração absoluta de dose” (página 221).

No Teste de aceitação, a Accuray Incorporated realiza esse teste para um plano *TomoHelical* e um plano do objeto simulador do *TomoDirect* se a configuração do sistema incluir as modalidades de tratamento *TomoHelical* e *TomoDirect*.

O TG-148 sugere executar este teste com uma largura de campo diferente a cada mês. Caso possua o recurso *TomoDirect* e o recurso de garras dinâmicas, também será possível incluir esses tipos de plano em sua rotação mensal de teste.

Configurar e aplicar o teste

- Configurar 296
- Aplicar o teste 297

Configurar

1. No TDC, selecione seu plano de tratamento.
   - Se desejar adquirir uma imagem de verificação da configuração, prepare uma varredura.
   - Caso não deseje obter uma imagem, prepare um tratamento.

OBSERVAÇÃO: A posição precisa do objeto simulador para este teste (por exemplo, correção da inclinação da mesa) não é essencial. No entanto, a posição de configuração deve ser consistente para os filmes ininterruptos versus interrompidos e concluídos.

2. Configure o objeto simulador para os lasers conforme indicado no plano. Gire o objeto simulador para poder inserir um filme no plano coronal.
3. Caso tenha preparado uma varredura, realize a varredura, faça o registro para a imagem de planejamento e aceite os deslocamentos de registro. Em seguida, prepare um tratamento e pressione **Setup** (Configuração) para aplicar as mudanças na mesa.
4. Remova a metade superior do objeto simulador e insira um filme no plano coronal. Fixe o filme em sua posição com uma fita.
5. Marque os lasers verdes no filme, a cerca de 1 cm de cada borda do filme. Além disso, faça uma marca de orientação no canto +X, +Y do filme. Rotule o filme como “ininterrupto”.

DICA: Se estiver usando o filme EBT, encontre uma maneira de rotular o filme que não adicione marcas adicionais no próprio filme, o que pode afetar a análise. Por exemplo, armazene o filme em uma pasta de papel rotulada como “ininterrupta”.

6. Substitua a metade superior do objeto simulador, com muito cuidado para não afetar sua configuração.
7. Remova o pino logo abaixo do plano do filme e insira uma câmara de ionização. Conecte a câmara de ionização ao eletrômetro e configure-o para medir a carga integrada.
8. Use fita para marcar a posição Y do laser suspenso verde na mesa para referência.

Aplicar o teste

1. Pressione **Ready** (Pronto) para mover a mesa para dentro do furo. Aplique o tratamento completo ao objeto simulador e registre a dose.
2. Remova o filme “ininterrupto” da sala de tratamento e rotule o novo filme como “interrompido e concluído”.
3. Repita a configuração para o procedimento interrompido, com o cuidado de manter a mesma posição de configuração do objeto simulador.
4. Comece a aplicar outra fração de tratamento. Aproximadamente no meio da aplicação, pressione o botão **Stop** (Parar) amarelo para interromper o procedimento.
5. Pare o eletrômetro, registre a dose para o procedimento interrompido e reinicie o eletrômetro. Deixe o filme em sua posição.
6. Gire a chave para **Program** (Programar) e resolva a interrupção no TDC.
7. Clique no botão **Prepare Treatment** (Preparar tratamento).
8. Antes de pressionar **Ready** (Pronto) no Painel de controle de posicionamento, pressione **Setup** (Configuração) para retirar a mesa do furo e retorná-la para a posição de configuração registrada. Verifique se a mesa está alinhada com a marca que você fez na Etapa 8 de “Configurar e aplicar o teste” (página 296).
9. Aplique o procedimento de conclusão e registre a dose.
10. Processe (se necessário) e digitalize os dois filmes.

Analisar o resultado

- Comparação entre doses 298
- Comparação entre perfis usando a planilha fornecida pela Accuray . 298

Comparação entre doses

Compare a dose do tratamento ininterrupto com a soma das doses dos tratamentos interrompidos e concluídos, para garantir que eles concordem em até 3%. Se desejar, é possível usar a página **Dose Measurement** (Medição de dose) da planilha do procedimento de conclusão fornecida pela Accuray Incorporated.

Comparação entre perfis usando a planilha fornecida pela *Accuray*

1. No seu software de análise de filmes, trace um perfil através das marcas de laser verde ao longo da direção Y de cada filme. A origem do perfil deve estar na interseção de lasers verdes, de modo que os dois perfis possam ser comparados.

DICA: O apêndice “Análise do filme” (página 567) inclui instruções para obter os perfis no software RITg148+.

DICA: Para reduzir o impacto do ruído do filme inerente aos perfis, pode ser útil aplicar um filtro de imagem (por exemplo, filtro mediano de 3 x 3). Aplique o mesmo filtro para ambos os filmes da análise.

OBSERVAÇÃO: Quando a Accuray Incorporated realiza este teste durante o teste de aceitação inicial, um filme de calibração de filmes não é aplicado aos filmes. Você pode optar por aplicar um arquivo de calibração de filme para dosimetria de filme.

2. Salve o perfil de cada filme como um arquivo **.csv** (arquivo variável separado por vírgula). Esse arquivo deve incluir uma coluna que represente as posições relativas à interseção laser verde em cm e uma coluna que represente os valores do filme.
3. Abra a página **Film Data** (Dados do filme) da planilha. Preencha o SN, a data e os nomes dos arquivos nas caixas amarelas.
4. Abra os dados do perfil **.csv** no Excel™ (arquivo delimitado por vírgulas). Selecione e copie as posições e os valores do perfil ininterrupto.

5. Selecione e copie as posições e os valores do perfil ininterrupto.

OBSERVAÇÃO: Um componente bloqueado da planilha da Accuray Incorporated impedirá a análise de toda a variedade de dados, se a região de análise for longa demais. Para visualizar a região central do gráfico de dados, selecione e copie valores de linhas e posição contendo uma quantidade limitada de dados de fundo. Isso pode ser determinado pelos valores do arquivo ou pelo gráfico do perfil a partir da interface do RIT. Normalmente funciona bem para começar com um valor de posição de cerca de -50 mm. Tente evitar incluir as linhas que representam as punções.

6. Cole os dados do perfil ininterrupto nas fileiras corretas das colunas A e B da planilha do procedimento de conclusão. (**Paste Special > Values Only** (Colar especial > Somente valores).)
7. Selecione, copie e cole os dados do perfil interrompido e concluído nas linhas corretas das colunas E e F da planilha do procedimento de conclusão. Novamente, não inclua nenhum pino.
8. Na página **Profile Comparison** (Comparação entre perfis) da planilha do procedimento de conclusão, os dois perfis serão plotados em conjunto. Insira os valores nas caixas verdes para alterar o filme interrompido e completo de modo que ele coincida com o filme ininterrupto. Certifique-se de que seu valor de alteração esteja na faixa de 0 ± 0,3 mm.
9. Compare os gráficos para garantir que eles concordem em ±3% nos 80% centrais da região do platô. Para tanto, ajuste o valor da escala para o perfil interrompido e concluído na planilha para verificar se, para cada ponto nos 80% centrais da região do platô, existe um valor de escala no intervalo de 0,97 a 1,03 que resulte em uma correspondência entre os dois perfis.

Comparação entre perfis

Na imagem, a comparação entre perfis e a região do platô é circundada. Os cerca de 80% centrais do platô são utilizados para análise. A pequena projeção do perfil interrompido de perto de 50 mm é provavelmente devido a um pino.

10. A planilha fornecida pela Accuray Incorporated não lista o FWHM dos perfis, mas você pode realizar uma avaliação visual para garantir que eles concordem em 1 mm.

O que fazer se o teste falhar

As causas mais comuns de falha são:

- O usuário não posicionou adequadamente a mesa para o procedimento de conclusão.
- O filme digitalizado era ruidoso (devido ao ruído inerente ao filme ou aos artefatos do processador). Pode ser útil executar o teste com uma nova caixa de filme ou aplicar um filtro mediano de 3 x 3 aos filmes antes de realizar a análise.

Se o teste ainda assim falhar, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência.

Testes de sincronização

Introdução. 304
Translação da mesa. 305
Teste de disparo em estrela estático. 310
Teste de disparo em estrela helicoidal 319
Uniformidade da velocidade da mesa 328

Introdução

Os testes de sincronização se destinam a verificar se a mesa, o gantry e as lâminas mantêm suas relações esperadas para a aplicação do procedimento. Esses testes, mostrados na tabela a seguir, também estão descritos na seção TG-148 V.B.3.

Quando o TG-148 foi escrito, o recurso TomoDirect™ era novo. Assim, o TG-148 não trata de QA para aplicação de tratamento com um gantry estático e uma mesa móvel. Para os sistemas que possuem a modalidade de tratamento *TomoDirect*, a Accuray Incorporated sugere ampliar as recomendações do TG-148 para incluir um filme de disparo em estrela estático, garantindo que as lâminas se abram nos ângulos do gantry que se espera para um procedimento estático.

Nome do teste de sincronização	Finalidade do teste
Translação da mesa	A translação da mesa e a abertura da lâmina do MLC são sincronizadas.
Disparo em estrela estático	As lâminas se abrem nos ângulos esperados para um procedimento estático.
Disparo em estrela helicoidal	As lâminas se abrem nos ângulos esperados para um procedimento helicoidal.
Uniformidade da velocidade da mesa	A velocidade da mesa é constante ao longo do procedimento.

Translação da mesa

- Visão geral do teste de translação da mesa 305
- Teoria do teste de translação da mesa 306
- Descrição XML 306
- Configurar e aplicar o teste. 307
- Analisar o resultado 308
- O que fazer se o teste falhar. 309

Visão geral do teste de translação da mesa

Referência TG-148:	Translação da mesa por rotação do gantry (seção V.B.3.c)
Finalidade:	Verificar se as lâminas se abrem nas posições esperadas da mesa.
Método:	Coloque um filme na mesa no plano coronal. Translade a mesa através do feixe a 0,5 mm/s e abra as lâminas em intervalos especificados. Verifique as distâncias entre as exposições no filme.
Especificação da Accuray:	A Accuray não tem uma especificação para este teste de filme, mas o TG-148 especifica que os centros de exposição no filme devem estar separados 50 mm ± 1 mm uns dos outros para os parâmetros do procedimento listados em “Descrição XML” (página 306).
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	• Dois blocos de 2 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 2 cm) • Dois blocos de 1 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 2 cm) • 1 filme EDR ou EBT (tamanho mínimo recomendado: 20 cm x 25 cm) • Pino para marcar o filme EDR ou marcador permanente de ponto médio para o filme EBT • Fita adesiva • Scanner de filme, computador, software de análise (por exemplo, RITg148+)

Teoria do teste de translação da mesa

Este teste avalia a correspondência entre a posição da mesa e a aplicação do MLC. A mesa percorre 10 mm por rotação do gantry. Na 2.ª, 7.ª e 12ª das 13 rotações, todas as lâminas estão abertas para uma rotação de ½ gantry. As exposições em um filme no plano coronal devem estar separadas por 50 mm umas das outras ao longo do eixo Y.

O TG-148 refere-se a esse teste como “translação da mesa por rotação do gantry” porque (para tratamentos helicoidais) os pulsos do LINAC e o movimento das lâminas são desencadeados pela posição do gantry, enquanto a velocidade e a posição da mesa são controladas independentemente da posição do gantry.

Se o seu sistema não suportar um gantry giratório para tratamentos de pacientes (ou seja, nenhum modo de aplicação *TomoHelical*), você poderá modificar o XML fornecido para este teste para especificar um gantry não giratório a 0 graus. A mesma configuração de objeto simulador e técnicas de análise de filme podem ser usadas com um gantry não giratório.

Descrição XML

Translação da mesa	
Onde obter o .xml:	Este procedimento faz parte do pacote de XML “TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” ou “GAF_TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment”. Consulte “Arquivos XML para testes de alinhamento do filme” (página 127).
Nome do paciente:	Testes de alinhamento do filme ZZZ TG148 – MultiFragmentos ou Testes de alinhamento do filme ZZZ GAF TG148 – MultiFragmentos
Descrição do procedimento:	Translação da mesa
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	700 mm
Translação da mesa durante o procedimento:	0,5 mm/s
Gantry:	20 s/rotação; 13 rotações do gantry
Garras:	J07 (largura do campo nominal de 1 cm)

Translação da mesa	
MLC:	Todas as lâminas se abrem 180° da 2ª, 7ª e 12ª rotações do gantry.
Tempo de ativação do feixe:	260 s

Configurar e aplicar o teste

1. Este procedimento fornecerá um padrão de exposição com cerca de 150 mm de comprimento. Coloque dois blocos de 20 mm de *Virtual Water* lado a lado na mesa para criar uma plataforma de retrodifusão uniforme de 20 mm para o filme. Isso evitará linhas no filme onde o *Virtual Water* termina. A superfície dos blocos de *Virtual Water* deve estar à altura do isocentro. A borda superior dos blocos de *Virtual Water* devem estar cerca de 50 mm acima do isocentro virtual, para dar espaço para marcar o filme acima da região de exposição.

Dois blocos de Virtual Water lado a lado na mesa. A borda superior dos blocos de Virtual Water está cerca de 5 cm acima do laser suspenso verde.

2. Mova a mesa 700 mm para dentro do furo e determine a inclinação da mesa. Em seguida, retire a mesa do furo.
3. Fixe um filme com uma fita no bloco de *Virtual Water* na orientação Retrato. Certifique-se de que o filme seja longo o suficiente para acomodar o comprimento do padrão de exposição (mais de 150 mm).
4. Coloque uma marca (um ponto feito com marcador permanente) no canto +IEC X, +IEC Y do filme. Essa marca precisa ter uma posição IEC Y mais positiva do que as marcas de laser que você faz no filme.

   Se desejar, marque a linha de laser IEC Y no filme com pontos, nas posições indicadas pelo “x” na imagem a seguir. Faça uma marca acima dos lasers verdes e outra mais de 170 mm abaixo dos lasers verdes, de modo que as marcas de laser não obscureçam as exposições no filme.

Marcar lasers

Dois blocos de *Virtual Water* lado a lado na mesa, com um filme sobre eles na orientação retrato. A mesa se moverá 700 mm para dentro do furo quando o botão **Ready** (Pronto) for pressionado e, como ela continua se movendo para dentro do furo durante a aplicação, o padrão de exposição será aplicado na área do filme entre os dois X. (As Setas e os X são mostrados no diagrama, mas é melhor fazer um pequeno ponto nessas posições.)

5. Cubra todo o filme com um acúmulo uniforme de 10 mm (use dois blocos de 10 mm lado a lado).
6. Execute o procedimento.

Analisar o resultado

O filme de translação da mesa pode ser analisado com o uso do software RITg148+. Consulte o manual do RITg148+ para obter instruções.

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a **Aligned Image** (Imagem alinhada) para se certificar de que as exposições estejam na orientação horizontal e que as linhas vermelha e amarela de **Top Crop** (Recorte superior) separem as exposições da marca de alinhamento na parte superior do filme (ajuste a **Top Crop Percentage** (Porcentagem do recorte superior) se necessário).

OBSERVAÇÃO: O sinal do resultado para este teste não é importante. Portanto, não é fundamental que o software oriente o filme para que a marca de alinhamento esteja no canto superior direito.

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a **Analyzed Image** (Imagem analisada) para garantir que ela identifique corretamente os centros de exposição.

OBSERVAÇÃO: Se houver marcas de laser, o RIT desenhará o perfil de análise por meio das duas marcas de laser (mesmo que estas não estejam perpendiculares às exposições). Se não houver marcas de laser, o RIT desenhará o perfil de análise por meio do centro da região de interesse e perpendicularmente às exposições.

O que fazer se o teste falhar

Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência na solução de problemas.

Teste de disparo em estrela estático

- Visão geral do teste de disparo em estrela estático 310
- Teoria do teste de disparo em estrela estático 311
- Descrição XML 311
- Configurar e aplicar o teste. 313
- Analisar o resultado 315
- O que fazer se o teste falhar. 315

Visão geral do teste de disparo em estrela estático

Referência TG-148:	O TG-148 não inclui QA para tratamentos de ângulo de gantry estático. Este teste é análogo ao teste de ângulo de gantry helicoidal recomendado pelo TG-148 (seção V.B.3.a), com a exceção de que este utiliza ângulos de gantry estático sem nenhum movimento da mesa.
Finalidade:	Verificar se o posicionamento do gantry estático é consistente com os lasers da sala.
Método:	Coloque um filme no isocentro no plano transversal e marque os lasers do furo no filme. Abra as duas lâminas centrais em quatro ângulos de feixe diferentes. Compare as posições de exposição com as marcas de laser.
Especificação da Accuray:	A Accuray Incorporated não possui especificações para esse teste. Normalmente, se os lasers da sala estiverem bem alinhados e o filme for cuidadosamente marcado, o feixe de zero graus coincidirá com o eixo IEC Z do laser em 1° ou menos e os outros ângulos do feixe terão sua relação esperada com o feixe de zero graus, em uma fração de um grau.
Amostra da imagem do resultado:	

Equipamento necessário:	• Dois blocos de 5 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 5 cm) • 1 filme EDR ou EBT (tamanho mínimo recomendado: 20 cm x 25 cm) • Pino para marcar o filme EDR ou marcador permanente de ponto médio para o filme EBT • Fita adesiva • Barra de indexação da mesa • Scanner de filme, computador, software de análise (exemplo, RITg148+) ou transferidor

Teoria do teste de disparo em estrela estático

O teste de disparo em estrela estático pode ser usado para verificar se os ângulos de aplicação estáticos são consistentes com os lasers da sala, bem como para verificar a direção da entrada do feixe.

OBSERVAÇÃO: Realize este teste em sistemas equipados com a modalidade de tratamento *TomoDirect*.

Assim como o teste de disparo em estrela helicoidal discutido na próxima seção, o disparo em estrela estático deve ser realizado trimestralmente. Também deve ser realizado pelo cliente caso um representante de serviços recalibre o sistema de posicionamento do gantry.

OBSERVAÇÃO: Ao contrário de um filme típico de disparo em estrela em radioterapia, a finalidade principal deste teste é verificar os ângulos dos feixes e não verificar a coincidência do isocentro do feixe/gantry, onde todos os feixes convergem. O alinhamento do isocentro do centro/gantry do MLC é verificado com um filme diferente, conforme discutido em “Centro de rotação (COR) do MLC” (página 184).

Descrição XML

Disparo em estrela estático	
Onde obter o .xml:	Este procedimento faz parte do pacote de XML “TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” ou “GAF_TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment”. Consulte “Arquivos XML para testes de alinhamento do filme” (página 127).

Disparo em estrela estático	
Nome do paciente:	Testes de alinhamento do filme ZZZ TG148 – MultiFragmentos ou Testes de alinhamento do filme ZZZ GAF TG148 – MultiFragmentos
Descrição do procedimento:	*Disparo em estrela estático*
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento:	Nenhum
Gantry:	0°, 45°, 90° e 135°
Garras:	J20 (largura do campo nominal de 2,5 cm)
MLC:	As lâminas 32 e 33 se abrem simultaneamente
Tempo de ativação do feixe:	20 segundos em cada ângulo do gantry

OBSERVAÇÃO: As iterações anteriores deste procedimento abriram as lâminas 32 e 33 alternadamente para obter uma linha escura no meio de cada feixe, causada pela penumbra da lâmina. Enquanto as linhas escuras no meio de cada feixe eram convenientes para a análise visual, a análise no software RITg148+ é mais efetiva sem a linha escura no meio de cada feixe.

Configurar e aplicar o teste

1. Faça quatro marcas de laser no filme. Como é difícil marcar o filme na orientação transversal, primeiro coloque-o sobre a mesa e use os lasers verdes como um modelo para fazer quatro marcas de laser.

Exemplo de lasers e marcações de filmes

DICA: Para facilitar a análise no software RITg148+:

- Coloque o filme na orientação de retrato ou paisagem, não em ângulo.
- Centralize o filme no isocentro no plano X/Z. Se desejar, dependendo dos ângulos de gantry programados, desloque o filme ligeiramente para impedir que um feixe passe diretamente através de um dos quatro cantos do filme. (O RITg148+ reserva os quatro cantos do filme como possíveis locais para procurar sua marca de alinhamento, se o feixe estiver atravessando qualquer canto, ele pode confundir o alinhamento automático.)
- Faça pequenos pontos com um marcador permanente de ponta regular a aproximadamente 1 cm das bordas do filme.

2. Coloque o filme no plano transversal no isocentro. Empilhe dois blocos de *Virtual Water* pela extremidade longa de modo a amparar o filme como na imagem a seguir. A extremidade superior dos blocos deve estar alinhada com o laser verde (700 mm do isocentro de radiação).

Preparação da estrutura para o procedimento de disparo em estrela estático

3. Incline-se ao redor da parte traseira da configuração para colar o filme no lado +Y dos blocos. Alinhe cuidadosamente as marcas no filme com o laser verde.

DICA: Para posicionamento correto do filme:

- Considere usar uma barra de indexação de mesa abaixo dos blocos de *Virtual Water*.
- Certifique-se de que toda a superfície do filme esteja apoiada nos blocos *Virtual Water*, a fim de evitar uma linha de alteração da atenuação atravessando o filme.
- Não se incline na mesa enquanto alinha o filme, pois isso alterará a deflexão da mesa.

4. Marque os cantos +IEC X e +IEC Z do filme com um pequeno ponto.

DICA: o canto +IEC X, +IEC Z do filme está no canto superior esquerdo, quando visto de trás.

5. Mova o filme exatamente 700 mm para dentro do furo. Use o **Step Move** (Movimento do degrau) para corrigir a inclinação da mesa, de modo que as marcas de laser no filme coincidam com os lasers quando o filme estiver no furo. (Uma alternativa seria ter marcado o filme enquanto ele estava no furo, mas é difícil alcançar o filme dentro do furo para uma marcação precisa.)

6. Execute o procedimento. O procedimento aplica os quatro ângulos do feixe em sequência.

DICA: Com o uso do filme EBT e de uma câmera de paciente olhando através da extremidade traseira do furo, é possível assistir a exposição, conforme ela aparece no filme.

Analisar o resultado

O filme de disparo em estrela estático pode ser analisado com o uso do software RITg148+. Consulte o manual do RITg148+ para obter instruções.

A análise do RITg148+ requer quatro ângulos de feixe para o procedimento de disparo em estrela estático (mas apenas três ângulos de feixe para o procedimento de disparo em estrela helicoidal).

O RITg148+ informa os ângulos de feixe em relação aos dois pinos que definem a linha IEC Z. As punções de IEC X são necessárias por questão de convenção. O software verifica se a linha do laser IEC X está perpendicular à linha do laser IEC Z, mas a linha do laser IEC X não é incluída na análise.

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a **Analyzed Image** (Imagem analisada) para garantir que o software identifique corretamente os feixes.

O que fazer se o teste falhar

O Software RITg148+ não pode analisar o filme

1. Certifique-se de seguir as instruções de configuração neste teste e no manual do RIT. Por exemplo, verifique se:
   - Foram aplicados quatro ângulos de feixe.
   - O filme foi apoiado em uma quantidade uniforme de *Virtual Water* e, portanto, não há nenhuma linha de atenuação no filme.
   - As lâminas 32 e 33 foram abertas simultaneamente (consulte a observação em “Descrição XML” (página 311)).
   - A interseção dos feixes (isocentro) está aproximadamente no centro do filme.
   - Não deve haver marcas no filme, a não ser como descrito no teste. Não traceje as exposições a caneta nem escreva no filme.
2. Os módulos do RITg148+ incluem vários parâmetros de análise ajustáveis que talvez precisem ser personalizados para o seu filme. Isso é discutido no guia do usuário do RITg148+ e no apêndice de solução de problemas do guia do usuário do RITg148+.

O filme pode ser analisado, mas a direção da entrada do feixe está incorreta

Se a análise informa uma direção inesperada da entrada do feixe (ou seja, o ângulo do feixe é informado com uma diferença de 180° do esperado):

1. Certifique-se de que o filme tenha sido corretamente orientado para a análise (o filme não foi invertido quando escaneado e a marca de orientação está no canto superior direito).
2. Certifique-se de marcar o canto +X, +Z do filme na sala (se estiver olhando pela parte traseira, esse é o canto superior ESQUERDO do filme).
3. Certifique-se de que o filme esteja apoiado em uma quantidade uniforme de *Virtual Water*, para que não haja uma linha de atenuação atravessando o filme para confundir a análise. Se houver uma linha de atenuação atravessando o filme, você precisará recomeçar com um novo filme.
4. Observe a divergência do feixe no filme para confirmar a direção da entrada do feixe.

OBSERVAÇÃO: O RITg148+ identifica a direção da entrada do feixe pela intensidade do feixe (é esperado que o lado da saída seja mais fraco). A olho, é mais fácil observar a divergência do feixe sobre o filme.

5. Verifique novamente se sabe quais são os ângulos de feixe esperados. Execute o procedimento e anote o ângulo do gantry relatado no TDC (campo **Position** (Posição) dos **Auxiliary Machine Data** (Dados da máquina auxiliar)).
6. Se ainda suspeitar de um erro de calibração de 180°, solicite ao representante de serviços que abra as coberturas do gantry. Carregue um procedimento com uma posição de gantry conhecida (**Prepare Calibration** (Preparar calibração) e leia as mensagens, mas não há necessidade de ativar o feixe) e observe a posição do LINAC na sala para ver se está aproximadamente correta.

ATENÇÃO: Evite o contato com o gantry do sistema de tratamento quando as tampas estiverem removidas. O risco de lesões graves ou morte existe devido a componentes elétricos expostos e peças potencialmente rotativas. Não opere a máquina quando as tampas estiverem removidas, a menos que seja especificamente treinado para isso. Não toque em um MLC operacional. Existem pontos de esmagamento que podem causar lesões graves. Não toque em nenhuma peça de chumbo nem em fluidos de vazamento na máquina sem equipamento de proteção pessoal adequado.

7. Se o problema persistir, o representante de serviços pode precisar recalibrar o sistema de posicionamento do gantry. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray caso queira discutir este processo.

Quando o representante de serviços terminar, repita os filmes estáticos e helicoidais para garantir que sejam aprovados.

OBSERVAÇÃO: Para obter uma posição do gantry de 0°, o LINAC deve estar no topo do gantry, apontado para baixo na direção do solo. O gantry gira no sentido horário quando visto pelo lado da mesa. Assim, a 90°, o LINAC deve estar localizado no lado +IEC X do furo e apontado na direção -IEC X.

ATENÇÃO: Qualquer suspeita de calibração incorreta do gantry deve ser imediatamente investigada e reportada ao seu representante de serviços. Os tratamentos podem resultar em ferimentos ou morte se o sistema de posicionamento do gantry for calibrado de maneira incorreta.

O filme pode ser analisado, mas os resultados numéricos estão falhando

DICA: A tolerância da ação para este teste depende da forma como os lasers da sala estão alinhados e do cuidado com o qual você marcou o filme.

Se a análise aparentemente identificou os feixes adequadamente, mas os resultados numéricos estão falhando:

1. Revise as instruções da aplicação para garantir se você configurou e marcou o filme precisamente.
2. Verifique novamente se sabe quais são os ângulos de feixe esperados. Execute o procedimento e anote o ângulo do gantry relatado no TDC (campo **Position** (Posição) dos **Auxiliary Machine Data** (Dados da máquina auxiliar)).
3. Use um transferidor para confirmar os ângulos do feixe no filme real.
4. Use um nível para confirmar a rotação dos lasers de furo ao redor do eixo Z.
5. Se houver uma falha de muitos graus nos resultados numéricos, solicite ao representante de serviços que abra as coberturas do gantry. Carregue um procedimento com uma posição de gantry conhecida (**Prepare Calibration** (Preparar calibração) e leia as mensagens, mas não há necessidade de ativar o feixe) e observe a posição do LINAC na sala para ver se está aproximadamente correta.

ATENÇÃO: Se as coberturas do gantry forem abertas pelo representante de serviços, mantenha-se afastado do gantry. Veja a mensagens de atenção detalhada na seção anterior.

6. Se ainda suspeitar de um erro de calibração de ângulo que exceda a tolerância de ação, o representante de serviços pode precisar recalibrar o sistema de posicionamento do gantry. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray caso queira discutir este processo. Quando o representante de serviços terminar, repita os filmes estáticos e helicoidais para garantir que sejam aprovados. Consulte as observações e as mensagens de atenção da seção anterior.

Teste de disparo em estrela helicoidal

- Visão geral do teste de disparo em estrela helicoidal 319
- Teoria do teste de disparo em estrela helicoidal 320
- Descrição XML 321
- Configurar e aplicar o teste. 322
- Analisar o resultado 325
- O que fazer se o teste falhar. 326

Visão geral do teste de disparo em estrela helicoidal

Referência TG-148:	Consistência do ângulo do gantry (seção V.B.3.a)
Finalidade:	Verifique se as lâminas estão abertas nos ângulos de gantry esperados.
Método:	Coloque dois filmes no plano transversal, com vários cm de distância em Y e marque os lasers de furo. Execute um procedimento com um gantry giratório e uma mesa móvel. Abra as duas lâminas centrais toda vez que o gantry atingir 0°, 120° ou 240°. Verifique os ângulos do feixe no filme.
Especificação da Accuray:	A Accuray Incorporated não possui especificações para esse teste. O TG-148 requer que os ângulos estejam corretos e consistentes em 1°.
Amostra da imagem do resultado:	

Equipamento necessário:	• Quatro (4) blocos de 5 cm de *Virtual Water* (55 cm x 15 cm x 5 cm) • Dois (2) filmes EDR ou EBT (tamanho mínimo recomendado: 20 cm x 25 cm) • Pino para marcar o filme EDR ou marcador permanente de ponto médio para o filme EBT • Fita adesiva • Barra de indexação da mesa • Scanner de filme, computador, software de análise (por exemplo, RITg148+)

DICA: Se não houver quatro blocos de 50 mm, reúna alguns dos blocos mais finos com uma fita formando uma pilha de 50 mm (por exemplo, dois blocos de 20 mm e um bloco de 10 mm) ou encontre outro material que possa amparar os filmes na posição correta no plano transversal.

Teoria do teste de disparo em estrela helicoidal

OBSERVAÇÃO: Realize este teste em sistemas equipados com a modalidade de tratamento *TomoHelical*.

Este teste requer dois filmes no plano transversal, separados por 50 mm na direção IEC Y (veja a imagem a seguir para referência). A mesa se move 650 mm para dentro do furo quando botão **Ready** (Pronto) é pressionado, de modo que o filme frontal (B na imagem abaixo) comece na borda inferior do campo de 50 mm e entre no feixe quando o procedimento helicoidal é iniciado.

Preparação da estrutura para o disparo em estrela helicoidal

Para facilitar a marcação do filme, o filme frontal (B) é apoiado apenas por um lado pelos blocos de *Virtual Water* e o filme traseiro (A) é colocado entre os blocos de *Virtual Water*.

O procedimento envolve 40 rotações do gantry. Nas 20 primeiras rotações, o filme frontal se encontra no feixe. Nas 20 últimas rotações, o filme traseiro é que se encontra no feixe. Toda vez que o gantry atinge um ângulo de 0°, 120° ou 240°, as duas lâminas centrais se abrem.

Se as posições de lâminas abertas do gantry estiverem devidamente consistentes com cada rotação, o efeito cumulativo de todas as rotações será um padrão de disparo em estrela helicoidal nos filmes. Os ângulos expostos podem ser comparados com as posições do laser para verificar se foram aplicados a 0°, 120° e 240°. Os ângulos expostos devem ser os mesmos para o filme frontal e para o filme traseiro.

Existe uma incerteza inerente às medidas devido à falta de foco nos ângulos do feixe. Para tratamentos helicoidais, existem 51 projeções por rotação (7,06° por projeção), porém, para este teste, o número de projeções por rotação foi aumentado para 72 (5° por projeção) a fim de reduzir o efeito da falta de foco. Ainda assim, é muito difícil medir os ângulos do feixe no filme de disparo em estrela helicoidal com um transferidor e conseguir uma precisão melhor que 3°.

O resultado absoluto do ângulo de 0° depende da precisão dos lasers da sala e da marcação do filme, além da aplicação real.

Descrição XML

A exposição do filme para este teste é muito baixa, pois cada filme permanece no plano do feixe somente durante metade do procedimento e as duas lâminas centrais somente são abertas aproximadamente 4% do tempo (3 entre 72 projeções por rotação do gantry). O procedimento original TG-148 foi projetado para filmes X-Omat V da Kodak®. O procedimento recomendado pela Accuray Incorporated foi adaptado para o filme EDR ou EBT da seguinte forma:

- O tamanho do campo foi aumentado de 25 mm para 50 mm, para permitir que cada filme permaneça no plano do feixe para mais rotações do gantry.
- A distância entre filmes foi reduzida de 60 mm para 50 mm.
- Recomenda-se executar o procedimento de 800 s duas vezes para obter uma exposição suficiente.

Disparo em estrela helicoidal	
Onde obter o .xml:	Este procedimento faz parte do pacote de arquivos “TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” ou “GAF_TG148 Film Alignment Tests-MultiFragment” **.xml**. Consulte “Arquivos XML para testes de alinhamento do filme” (página 127).
Nome do paciente:	Testes de alinhamento do filme ZZZ TG148 – MultiFragmentos ou Testes de alinhamento do filme ZZZ GAF TG148 – MultiFragmentos
Descrição do procedimento:	Disparo em estrela helicoidal
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	650 mm
Translação da mesa durante o procedimento:	0,125 mm/s
Gantry:	20 s/rotação para 40 rotações
Garras:	J42 (largura nominal do campo de 50 mm)
MLC:	Use ângulos de projeção de 5 graus. As lâminas 32 e 33 se abrem simultaneamente sempre que o gantry atinge ângulos de projeção centralizados em 0°, 120° e 240°.
Tempo de ativação do feixe:	800 s (porém o procedimento deve ser aplicado duas vezes para filme EDR ou EBT)

Configurar e aplicar o teste

Os filmes são apoiados por quatro blocos de 50 mm de *Virtual Water* (numerados de 1-4). Se não houver quatro blocos de 50 mm de *Virtual Water*, reúna alguns dos blocos mais finos com uma fita formando uma pilha de 50 mm ou substitua os blocos 1 e 2 por outro material que possa amparar o filme no plano transversal. Se um material atenuante for usado como amparo, é importante que os filmes sejam apoiados por uma quantidade uniforme desse material atenuante em todo o filme, a fim de impedir que uma linha de transição de atenuação apareça no filme.

1. Faça quatro marcas de laser no filme A e no filme B. Como é difícil marcar os filmes na orientação transversal, primeiro coloque-os sobre a mesa e use os lasers verdes como um modelo para fazer quatro marcas de laser.

Exemplo de lasers e marcações de filmes

DICA: Para facilitar a análise no software RITg148+:

- Centralize o filme no isocentro no plano X/Z. Se desejar, dependendo dos ângulos de gantry programados, desloque o filme ligeiramente para impedir que um feixe passe diretamente através de um dos quatro cantos do filme. (O RITg148+ reserva os quatro cantos do filme como possíveis locais para procurar sua marca de alinhamento, se o feixe estiver atravessando qualquer canto, ele pode confundir o alinhamento automático.)
- Faça pequenos pontos com um marcador permanente de ponta regular a aproximadamente 1 cm das bordas do filme. (A figura abaixo mostra “X”, mas apenas um pequeno ponto é necessário.)
- Marque o segundo filme em uma orientação e posição semelhantes ao primeiro.

2. Você pode desejar colocar uma barra de indexação abaixo da estrutura preparada por você, para oferecer estabilidade.
3. Coloque os blocos 1 e 2 (ou outro material de apoio) sobre a mesa. A extremidade superior dos blocos deve estar alinhada com o laser verde (700 mm do isocentro de radiação).
4. Incline-se ao redor da parte traseira da configuração para colar o filme A no lado +Y dos blocos. Alinhe cuidadosamente as marcas no filme com o laser verde.

DICA: Para posicionamento correto do filme

- Considere usar uma barra de indexação de mesa abaixo dos blocos de *Virtual Water*.
- Certifique-se de que toda a superfície do filme esteja apoiada nos blocos *Virtual Water*, a fim de evitar uma linha de alteração da atenuação atravessando o filme.
- Não se incline na mesa enquanto alinha o filme, pois isso alterará a deflexão da mesa.

5. Marque os cantos +IEC X e +IEC Z do filme A com um pequeno ponto.

DICA: o canto +IEC X, +IEC Z do filme está no canto superior esquerdo, quando visto de trás.

6. Sem afetar o filme A, posicione os blocos 3 e 4 em frente ao filme A, como mostrado no diagrama da configuração.
7. Fixe o filme B com uma fita na superfície +IEC Y dos blocos 3 e 4. Veja o passo 4 para obter dicas.
8. Incline-se ao redor da parte traseira da configuração para marcar o canto +IEC X, +IEC Z no filme B, como na Etapa 5.

9. Mova a estrutura 700 mm para dentro do furo. Corrija a inclinação da mesa, de modo que as marcas no filme frontal fiquem alinhadas com os lasers de furo.

Exemplo de configuração para o procedimento de disparo em estrela helicoidal
(o filme B está visível, porém o filme A foi colocado entre os blocos de *Virtual Water*)

OBSERVAÇÃO: Conforme mostrado no diagrama e no exemplo, o filme B é apoiado apenas por um lado e o filme A é apoiado por ambos os lados. Isso permite o acesso ao filme frontal (Filme B) para verificar a posição do filme contra as marcas do laser. Já não é possível ver o filme A, mas assumimos que, como ambos os filmes foram alinhados fora do furo no isocentro virtual, se ajustarmos a inclinação da mesa olhando para o filme B, o filme A também ficará alinhado com os lasers de furo.

10. Mova a mesa para fora do furo até que o laser suspenso transversal esteja no exatamente no meio dos dois filmes.
11. Execute o procedimento duas vezes, sem afetar a estrutura entre os procedimentos.

Analisar o resultado

Os filmes de disparo em estrela helicoidal podem ser analisados com o uso do software RITg148+. Consulte o manual do RITg148+ para obter instruções.

A análise do RITg148+ requer três ângulos de feixe para o procedimento de disparo em estrela helicoidal (porém quatro ângulos de feixe para o procedimento de disparo em estrela estático).

O RITg148+ lista os ângulos do feixe em relação aos dois pinos que definem a linha IEC Z. As punções de IEC X são necessárias por questão de convenção. O software verifica se a linha do laser IEC X está perpendicular à linha do laser IEC Z, mas a linha do laser IEC X não é incluída na análise.

IMPORTANTE: Antes de aceitar os resultados do RIT, verifique a *Analyzed Image* (Imagem analisada) para garantir que o software identifique corretamente os feixes.

O que fazer se o teste falhar

O Software RITg148+ não pode analisar os filmes

1. Certifique-se de seguir as instruções de configuração neste teste e no manual do RIT. Por exemplo, verifique se:
   - Cada filme foi apoiado em uma quantidade uniforme de *Virtual Water*, e, portanto, não há nenhuma linha de atenuação no filme.
   - A interseção dos feixes (isocentro) está aproximadamente no centro do filme.
   - Não deve haver marcas nos filmes, exceto conforme descrito na preparação da estrutura do teste. Não traceje as exposições a caneta nem escreva nos filmes.
   - Se estiver usando filme EDR ou EBT, certifique-se de que a exposição tenha sido executada duas vezes, de modo que esteja suficientemente escura.
2. Os módulos do RITg148+ incluem vários parâmetros de análise ajustáveis que podem ter que ser personalizados para seus filmes. Isso é discutido no guia do usuário do RITg148+ e no apêndice de solução de problemas do guia do usuário do RITg148+.

Os filmes podem ser analisados, mas a direção da entrada do feixe está incorreta

1. Certifique-se de que o filme tenha sido corretamente orientado para a análise (o filme não está invertido e a marca de orientação está no canto superior direito).
2. Certifique-se de marcar o canto +X, +Z dos filmes na sala (se estiver olhando pela parte traseira, esse é o canto superior *esquerdo* do filme).
3. Certifique-se de que o filme esteja apoiado em uma quantidade uniforme de *Virtual Water*, para que não haja uma linha de atenuação atravessando o filme para confundir a análise. Se houver uma linha de atenuação atravessando o filme, você precisará recomeçar com um novo filme.

4. Observe a divergência do feixe no filme para confirmar a direção da entrada do feixe.

OBSERVAÇÃO: O RITg148+ identifica a direção da entrada do feixe pela intensidade do feixe (é esperado que o lado da saída seja mais fraco).

5. Adquira uma imagem *CTrue* de um objeto assimétrico e confirme se foi reconstruído na orientação correta.
6. Se ainda suspeitar de um erro de alinhamento do gantry, o representante de serviços pode precisar recalibrar os sistemas de posicionamento do gantry. (Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray caso queira discutir isso.) Quando o representante de serviços terminar, repita os filmes estáticos e helicoidais para garantir que sejam aprovados.

Os filmes podem ser analisados, mas os resultados numéricos estão falhando

DICA: A tolerância da ação para este teste deve determinar as dúvidas relativas à aplicação discutidas na teoria do teste.

Se a análise aparentemente identificou os feixes adequadamente, mas os resultados numéricos estão falhando:

1. Analise os resultados para determinar o erro absoluto no feixe que se espera que seja de 0 grau e as diferenças relativas nos três ângulos do feixe (que deveria ser de 120°).
2. Revise as instruções da aplicação para garantir se você configurou e marcou o filme precisamente.
3. Use um nível para confirmar a rotação dos lasers do furo ao redor do eixo Y.
4. Se o erro numérico for de vários graus ou mais, use um transferidor para confirmar os ângulos do feixe no filme real.

OBSERVAÇÃO: A precisão de uma medição com transferidor é limitada pela falta de foco inerente à aplicação helicoidal.

5. Adquira uma imagem *CTrue* de um objeto assimétrico e confirme se foi reconstruído em ±0,5° da orientação esperada.
6. Se ainda suspeitar de um problema com o posicionamento do ângulo do gantry, o representante de serviços pode precisar recalibrar os sistemas de posicionamento do gantry. (Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray caso queira discutir isso.) Quando o representante de serviços terminar, repita os filmes estáticos e helicoidais para garantir que sejam aprovados.

Uniformidade da velocidade da mesa

- Visão geral do teste de uniformidade da velocidade da mesa 328
- Teoria do teste de uniformidade da velocidade da mesa 329
- Descrição XML 329
- Configurar e aplicar o teste. 330
- Analisar o resultado 330
- O que fazer se o teste falhar. 330

Visão geral do teste de uniformidade da velocidade da mesa

Referência TG-148:	Uniformidade da velocidade da mesa (seção V.B.3.b)
Finalidade:	Verifique se a velocidade da mesa é regular e constante ao longo do procedimento.
Método:	O TG-148 recomenda o uso de um filme. A Accuray Incorporated recomenda o uso do módulo *TQA* **Step Wedge Static** (Escala de densidade estática) para transladar um penetrômetro em todo o feixe e avaliar as transições entre as etapas nos dados do detector.
Especificação da Accuray:	A especificação TG-148 tem base no filme e não pode ser interpretada diretamente em termos de velocidade da mesa. A Accuray Incorporated não possui nenhuma especificação para este teste.
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	Pacote *TQA* Advanced (TQA Avançado) • Penetrômetro *TQA*

Teoria do teste de uniformidade da velocidade da mesa

O TG-148 recomenda verificar se a velocidade da mesa permanece constante e regular ao longo do procedimento. O TG-148 recomenda a irradiação de um filme no plano coronal, com gantry de 0° e velocidade constante da mesa e, em seguida, verificar a regularidade de um perfil através do filme ao longo do eixo Y. O TG-148 afirma que o perfil deve variar em menos de 2%.

A regularidade do perfil do TG-148 fornece informações inconclusivas sobre o desempenho da mesa. O teste é sensível às variações de dose durante a aplicação e à falta de uniformidade do filme. Em qualquer ponto do filme, a dose é a convolução da largura do campo e do movimento da mesa.

Para verificar a constância relativa da velocidade da mesa, a Accuray Incorporated recomenda o uso do **Módulo de escala de densidade estática TQA**. Esse módulo translada um penetrômetro de alumínio através do feixe e usa os dados do detector de bordo para identificar as transições nas etapas. Os resultados são comparados com um arquivo de referência criado quando do comissionamento da máquina e a **diferença de velocidade** é relatada como uma porcentagem da velocidade de referência. Para obter mais informações, consulte o *Manual do TQA*.

Descrição XML

Teste de escala de densidade estática TQA	
Onde obter o .xml:	Este arquivo **.xml** pode ser baixado no módulo *TQA* **Step Wedge Static** (Escala de densidade estática) do software *TQA*.
Nome do paciente:	Escala de densidade estática TQA zzzzz
Descrição do procedimento:	Topo 1,5 mm por s 200 s J7 mm 39 cm ConfigurarparaPronto
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado:	390 mm
Translação da mesa durante o procedimento:	0,15 mm/s
Gantry:	Estático a 0°
Garras:	J07 (largura do campo nominal de 1 cm)

Teste de escala de densidade estática TQA	
MLC:	Todo aberto
Tempo de ativação do feixe:	200 s

Configurar e aplicar o teste

Consulte o *Manual* do *TQA* para obter instruções.

Analisar o resultado

Abra o relatório **Escala de densidade estática TQA** e verifique o parâmetro **Diferença de velocidade**.

O que fazer se o teste falhar

Entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para obter assistência.

Seção 3-11

Verificação de qualidade de geração de imagens kV

Qualidade e dose da imagem da radiografia. 332

Avaliação do desempenho de rastreamento do subsistema de geração de imagens kV. 336

Qualidade e dose da imagem da radiografia

- Verificação de qualidade subjetiva da imagem kV. 332
- Dose de geração de imagens kV 332

Verificação de qualidade subjetiva da imagem kV

A verificação do subsistema de geração de imagens kV deve incluir a observação subjetiva das radiografias para garantir o alinhamento da fonte ao detector, o alinhamento da geração de imagens do plano ao isocentro e se as radiografias estão livres de artefatos excessivos.

Uma distorção em grande escala seria causada ao deixar a mesa no furo do gantry durante o procedimento de aquecimento do detector. Se isso ocorrer, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

A coincidência de coordenadas de imagem e tratamento pode ser confirmada diariamente para cada uma das modalidades de rastreamento, rastreando um objeto simulador estacionário e confirmando que o rastreamento de posição mostra que o mesmo não está se movendo. Primeiro verifique a posição do objeto simulador com uma imagem *CTrue* e confirme se os valores de rastreamento permanecem dentro de ± 0,5 mm da posição conhecida.

Se precisar fazer verificações adicionais da qualidade da imagem, como verificar o alinhamento da fonte ao detector, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray e trabalhe com o técnico de campo, que pode ajudá-lo com o software interno.

Dose de geração de imagens kV

A seção 6 do TG-180 do grupo de tarefas AAPM recomenda a verificação da dose de geração de imagens no momento da aceitação, anualmente e após cada atualização do sistema. Para verificar a dose kV, use um dispositivo projetado para dispositivos de geração de imagens radiográficas ou de diagnóstico, como um dispositivo RaySafe ou TLD aplicado à superfície de um objeto simulador. Crie um procedimento de QA da máquina para fornecer exposições de imagens. Coloque o dispositivo RaySafe na mesa no isocentro. Obtenha as imagens e meça a dose e kVp. Consulte as tabelas de doses abaixo para obter os valores nominais de dose na pele. O TG-180 também observa que as medições da dose do paciente in vivo podem ser feitas conforme desejado.

A dose de geração de imagens kV depende dos parâmetros de kV e mAs selecionados. A tabela a seguir lista os parâmetros para as técnicas de geração de imagens disponíveis e a dose nominal de geração de imagens por radiografia. Os valores na tabela não levam em conta a atenuação da mesa. A dose total de geração de imagens kV depende dos parâmetros de geração de imagens e do número de radiografias obtidas.

Selecione os parâmetros de geração de imagens kV mais adequados para a anatomia do paciente ou do objeto que você está obtendo as imagens. Os valores estão listados no isocentro, a 575 mm da fonte de kV. A 20 cm do isocentro, as doses na pele são mais altas por um fator de $575^2/375^2 = 2,35$.

As tabelas a seguir oferecem uma dose aproximada de radiografia kV para cada combinação disponível de configuração do **kV Protocol** (Protocolo kV) e **mAs** (mAs).

OBSERVAÇÃO: O sistema de planejamento de tratamento não determina a dose da imagem.

Item	Tórax		
Tamanho	Pequeno	Normal	Grande
kV	120	120	120
mAs padrão	0,8	1,0	1,6
cGy	0,008	0,010	0,016

Item	Pélvico		
Tamanho	Pequeno	Normal	Grande
kV	120	120	120
mAs	1,00	1,25	2,00
cGy	0,010	0,013	0,020

Item	Tórax/Pélvico especial		
Tamanho	PPP	PP	GG
kV	100	100	140
mAs	0,8	1,0	4,0
cGy	0,005	0,006	0,061

Para aproximar a dose de geração de imagens para um conjunto de imagens de radiografia, multiplique a maior dose de protocolo pelo número de imagens de radiografia obtidas. O número de radiografias obtidas é visível na subguia **Image History** (Histórico de imagens), no final de uma fração de tratamento. Posteriormente, você também pode baixar imagens **TIFF** das radiografias kV associadas a uma fração concluída.

IMPORTANTE: Algumas configurações **mAs** (mAs) podem ser reduzidas a -20% a partir do valor padrão. Se o **mAs** (mAs) for reduzido, multiplique o valor da dose em 80% para estimar a dose da imagem. A dose da pele varia linearmente com os ajustes no **mAs** (mAs).

Anatomia	Tórax			Pélvico			Tórax/Pélvico especial		
Tamanho	S	M	L	S	M	L	PPP	PP	GG
kV	120	120	120	120	120	120	100	100	140
mAs padrão	0,80	1,00	1,60	1,00	1,25	2,00	0,80	1,00	4,00
Opção de mAs inferior	N/D	0,80	N/D	0,80	1,00	1,60	N/D	0,80	3,20

Download de imagens de radiografia

As imagens de radiografia podem ser baixadas da seção **Plan Administration** (Administração de planos) do sistema *iDMS* como arquivos **TIFF**. Abra o plano do paciente, navegue até a guia **Fraction Management** (Gerenciamento de frações), clique com o botão direito do mouse em uma fração concluída e selecione **Download kV Images** (Fazer o download de imagens em kv).

As imagens podem ser visualizadas em um visualizador de imagens compatível ou em ferramentas de análise de terceiros. Para aproximar a dose de geração de imagens para um conjunto de imagens de radiografia, multiplique a maior dose de protocolo pelo número de imagens de radiografia obtidas. O cabeçalho de cada arquivo **TIFF** contém informações adicionais sobre a radiografia:

Item	ID	Unidades
Ângulo do pórtico	49523	graus
Quilovolts do tubo	49524	kV
Milliampere atual do tubo	49525	mA

Item	ID	Unidades
Tempo por milissegundos de pulso	49526	ms
Ganho do painel Femtofarads	49527	fF
Orientação do paciente	49528	Códigos e definições numéricos: • 0 = Posição desconhecida • 1 = Decúbito dorsal • 2 = Decúbito dorsal direito • 3 = Decúbito ventral direito • 4 = Decúbito ventral • 5 = Supino dorsal • 6 = Decúbito dorsal esquerdo • 7 = Decúbito ventral esquerdo • 8 = Supino ventral

Avaliação do desempenho de rastreamento do subsistema de geração de imagens kV

Para que um tratamento Synchrony® seja aplicado, o subsistema de geração de imagens kV deve estar funcionando dentro das especificações. A realização de uma avaliação holística das modalidades de tratamento do *Synchrony*, conforme descrito na seção a seguir, implica a saúde de todo o sistema e do subsistema de geração de imagens kV.

◆ Métodos gerais de teste de movimento 336

◆ Métodos gerais de teste de movimento

O subsistema de geração de imagens kV deve ser avaliado durante o comissionamento, após uma atualização ou após atividades de serviço relevantes para garantir que ele esteja funcionando de acordo com as especificações. A abordagem geral é a mesma para cada modalidade de tratamento. As principais diferenças estão nos acessórios necessários.

Modalidade de tratamento	Acessórios necessários	Configuração adicional
Synchrony® *Fiducial Tracking*™	• Objeto simulador de movimento e rastreamento de movimento preparado • Fiduciais que correspondem à imagem da simulação de planejamento • Opcional: dispositivos e filme de dosimetria de pontos	Sua configuração preferida para um objeto simulador de movimento e fiduciais: • Fiduciais implantados no objeto simulador • Fiduciais embutidos em plugues do objeto simulador e inseridos no objeto simulador • Fiduciais afixados temporariamente em um objeto simulador

Modalidade de tratamento	Acessórios necessários	Configuração adicional
Synchrony® *Fiducial Tracking*™ with Respiratory Modeling™	• Objeto simulador de movimento e rastreamento de movimento preparado • Fiduciais que correspondem à imagem da simulação de planejamento • Acessórios de modelagem respiratória, incluindo marcadores LED de rastreamento, hub de conexão e terminal de referência • Opcional: dispositivos e filme de dosimetria de pontos	Sua configuração preferida para um objeto simulador de movimento e fiduciais: • Fiduciais implantados no objeto simulador • Fiduciais embutidos em plugues do objeto simulador e inseridos no objeto simulador • Fiduciais afixados temporariamente em um objeto simulador Configurar acessórios de modelagem respiratória e afixar os LED ao objeto simulador.
Synchrony® Lung Tracking™ with Respiratory Modeling™	• Objeto simulador de movimento e rastreamento de movimento preparado • Acessórios de modelagem respiratória, incluindo marcadores LED de rastreamento, hub de conexão e terminal de referência • Opcional: dispositivos e filme de dosimetria de pontos	Sua configuração preferida para um objeto simulador de movimento, incluindo uma seção de geometria do objeto simulador a ser rastreada nas radiografias como um VOI de tumor. Configurar acessórios de modelagem respiratória e afixar os LED ao objeto simulador. Um plugue de densidade no objeto simulador pode ser usado como alvo para planejamento e tratamento.

Procedimento comum de teste

1. Crie um plano do objeto simulador para a modalidade de tratamento desejada para uso com o fluxo de trabalho **Treat Phantom Plan** (Plano do objeto simulador de tratamento). Obtenha uma imagem de CT para o planejamento com a configuração desejada do objeto simulador.

DICA: Para o rastreamento fiducial, uma forma de alvo sensível à correspondência de campos de todos os ângulos funciona bem, como um alvo cilíndrico em forma de anel no plano transversal.

DICA: Usar o objeto simulador do *Tomo* com a plataforma CIRS:

- Inclua a plataforma de movimento na imagem de planejamento. Alinhe a plataforma em uma rotação ao redor do eixo z de ângulo de 30° usando um triângulo de rascunho de 30°-60°-90°. A rotação ao redor do eixo z do ângulo de 30° deve ser relativa ao componente IEC X do laser suspenso. Marque a posição do objeto simulador na plataforma para que você possa obter uma configuração consistente para o tratamento.
- Alinhe o quadrado do objeto simulador do *Tomo* com os lasers (sem rotação ao redor do eixo z). Gire o objeto simulador para que os furos da câmara de ionização fiquem na orientação vertical.
- Para o *Synchrony Fiducial Tracking* (com e sem respiratório), insira o plugue da câmara de ionização com o fiducial incorporado na posição vertical de +1 cm.

2. Prepare um rastreamento de movimento para o seu objeto simulador de movimento para simular movimentos clinicamente relevantes.

IMPORTANTE: Os padrões sinusoidais contínuos não são adequados para representar movimento não respiratório. O movimento não respiratório é melhor representado por um padrão com saltos e desvios.

3. Configure seu objeto simulador de movimento e quaisquer outros objetos simuladores. Por exemplo, se o objeto simulador de movimento CIRS for usado com o objeto simulador do *Tomo*, configure o objeto simulador CIRS no tampo da mesa com uma rotação ao redor do eixo z para que seu eixo de movimento não fique alinhado com o eixo IEC Y. Isso fará com que o movimento 1D do objeto simulador CIRS produza um vetor de movimento nas direções IEC Y e IEC X.
4. Use os controles da mesa e os lasers verdes para alinhar o objeto simulador do *Tomo* ou outro objeto simulador desejado com o isocentro virtual. Confirme a configuração com uma imagem *CTrue*.
5. Certifique-se de que o equipamento de dosimetria apropriado seja usado para medir as distribuições de dose e comparar com a dose planejada.
6. Aplique três frações do procedimento de movimento nas seguintes condições:
   - Não ative o rastreamento de movimento. Aplique uma fração do procedimento de movimento com um objeto simulador estático. Isso confirma que o sistema está se comportando normalmente sob condições ideais.
   - Ative o rastreamento de movimento antes do início do tratamento. Aplique uma fração do procedimento de movimento para confirmar se o sistema rastreia efetivamente os fiduciais ou o VOI do tumor. Inicie uma pausa para confirmar se o sistema pode recriar com sucesso um modelo e retomar o procedimento no meio do tratamento.

- Mova o objeto simulador 5 cm para fora da posição antes do início do tratamento e/ou realize um rastreamento de movimento que ultrapasse a capacidade de sincronização do sistema, resultando em uma pausa no tratamento. Isso confirma se o rastreamento e a sincronização podem detectar uma configuração ruim ou um grande movimento.
- Além disso, você pode introduzir pausas iniciadas pelo usuário a qualquer momento durante o tratamento do objeto simulador para confirmar se o sistema pode pausar o tratamento e retomar de forma efetiva.

OBSERVAÇÃO: Após aplicar uma fração, você pode fazer o download das radiografias dessa fração (descritas anteriormente) para realizar uma avaliação subjetiva das imagens de radiografia kV.

Analisar os resultados

A análise dos resultados da aplicação pode variar dependendo dos dispositivos de medição empregados. No entanto, uma determinada aplicação deve estar dentro das tolerâncias de precisão da dose para essa modalidade, e o sistema deve aplicar a fração toda. Em geral:

- Compare o rastreamento de movimento aplicado com o valor de rastreamento observado.
- Compare a dose aplicada à dose planejada, usando câmaras de filme e ionizada ou um dispositivo de matriz.
- Verifique se o sistema pausa quando os parâmetros de rastreamento são ultrapassados.

Verificar a integridade da importação de dados para o TPS

Visão geral do teste de importação de dados 342
Teoria do teste de importação de dados 342
Configurar e aplicar o teste 343
O que fazer se o teste falhar 343

Visão geral do teste de importação de dados

Referência TG-148:	Os dados e a estrutura da CT são importados para o TPS (seção VII.B.1)
Outros nomes para este teste:	Importação de dados de imagem; testes de validação geométrica
Finalidade:	Verificar se as imagens de CT e os contornos importados para o sistema de planejamento *Accuray Precision* mantêm as dimensões corretas, os tamanhos de voxel, a orientação, os valores de tom de cinza e as informações de texto relacionadas.
Método:	Importe uma amostra da imagem de CT e o conjunto de contornos usando o mesmo fluxo de trabalho que será usado para o planejamento de tratamento do paciente. Compare as imagens e os contornos antes/depois da importação. Compare também as dimensões da imagem com as dimensões físicas do objeto simulador.
Especificação da Accuray:	A Accuray Incorporated não tem uma especificação para este teste, pois ele envolve equipamentos de terceiros. O TG-148 especifica que todos os dados devem ser transferidos corretamente e as dimensões do objeto importado devem coincidir com as dimensões físicas dentro de um voxel de 1 kVCT.
Equipamento necessário:	• Objeto simulador • Scanner de kVCT e software de contorno (se aplicável) que serão utilizados para pacientes

Teoria do teste de importação de dados

É necessária uma importação correta de CT e estrutura para um planejamento de tratamento correto. Consulte a Seção VII.B.1 do TG-148 para obter mais informações.

O teste de importação de dados deve usar o mesmo equipamento e fluxo de trabalho que será usado para os seus pacientes.

Configurar e aplicar o teste

1. Escolha um objeto simulador que inclua alguns recursos cuja densidade não seja homogênea e cujo formato não seja simétrico (por exemplo, metade do objeto simulador *Tomo* com vários plugues de densidade inseridos).
2. Meça as dimensões físicas do objeto simulador.
3. Capture uma imagem de kVCT do objeto simulador usando o mesmo scanner que será usado para tratamentos do paciente.
4. Meça e registre as dimensões do objeto simulador, a orientação (tanto a orientação física quanto do rótulo do texto de orientação), os valores da CT e o tamanho do voxel com base na imagem de kVCT.
5. Se estiver usando um software de terceiros para contornar a imagem, use o software de contorno do paciente para desenhar algumas estruturas de tamanho conhecido no objeto simulador.
6. **Import** (Importar) o conjunto de imagens do objeto simulador e as estruturas que o acompanham para o Accuray *Precision* System.
7. No Accuray *Precision* System, verifique os parâmetros citados nas etapas 2, 4 e 5.

O que fazer se o teste falhar

Se a falha for causada pelo sistema Accuray, o Atendimento ao cliente da Accuray estará disponível para ajudá-lo.

Seção 3-13

Tarefas necessárias para planejamento e QA

Inserir um modelo de densidade 346

Preparar uma varredura do objeto simulador para o QA do paciente. 354

Inserir um modelo de densidade

- Visão geral da criação de um modelo de densidade 346
- Física de representação de densidade. 348
- Diretrizes para a entrada do modelo de densidade 349
- Criar o modelo de densidade 352

Visão geral da criação de um modelo de densidade

OBSERVAÇÃO: Antes de começar a criar planos de tratamento, é necessário inserir um modelo de densidade. Essas etapas devem ser concluídas assim que tiver acesso ao objeto simulador *Tomo*.

O sistema de planejamento de tratamento precisa conhecer a distribuição da densidade do paciente para prever com precisão a distribuição de dose no paciente. Um modelo de densidade correlaciona as Unidades Hounsfield do seu scanner de CT à densidade de massa (g/cm^3). O físico do local é responsável por criar o modelo de densidade.

Os números de CT variam de um scanner para outro. Quando estiver criando um plano de tratamento, selecione o modelo de densidade que foi medido para o mesmo scanner utilizado para adquirir a imagem do paciente. Se o seu departamento receber imagens de planejamento de vários scanners de CT, você precisará de um modelo de densidade distinto para cada scanner, a fim de calcular a dose com precisão. Os números de CT de um determinado scanner também podem depender dos parâmetros de captura de varredura (por exemplo, campo de visão da varredura, potencial do tubo (kVp) e opções de filtros de reconstrução). Para explicar essas diferenças, podem ser necessários modelos diferentes de densidade.

Um cálculo preciso da dose requer um modelo de densidade preciso. Se os valores de HU mudarem devido à calibração do scanner ou a um desvio ao longo do tempo, será necessário um novo modelo de densidade. O modelo de densidade é usado no fluxo de trabalho de planejamento de tratamento da seguinte maneira:

1. Uma imagem de CT do planejamento é adquirida.
2. O modelo de densidade é aplicado aos dados da imagem de CT para converter o HU em densidade de massa (g/cm^3).
3. Um plano é criado e a dose é calculada na imagem de densidade de massa.

É improvável que a QA do paciente com base no Objeto simulador detecte um problema com o seu modelo de densidade do paciente. Os cálculos do plano de QA utilizam o modelo de densidade selecionado para a imagem do objeto simulador, não o modelo de densidade selecionado para a

imagem do paciente, portanto os resultados do plano de QA podem ser aprovados, mesmo que um modelo de densidade inadequado tenha sido selecionado para o plano do paciente.

Um dos compartimentos de modelo de densidade fornecidos começa com MVCT e também inclui o nome da máquina. Este é o modelo de densidade referenciado para as imagens diárias MVCT nos cálculos do PreciseART™ Adaptive Radiation Therapy. Esse modelo de densidade também pode ser usado para criar planos de tratamento em imagens MVCT.

ATENÇÃO: Os cálculos do Adaptive usam o modelo de densidade de MVCT que estava presente quando a fração foi aplicada. As alterações no modelo de densidade não podem ser aplicadas retroativamente às frações mais antigas. Defina o modelo de densidade de MVCT antes de obter imagens de MVCT do paciente que serão usadas para o monitoramento adaptativo. Mantenha o modelo de densidade MVCT atualizado para garantir cálculos precisos.

ATENÇÃO: Um modelo de densidade incorreto pode levar a cálculos de dose incorretos, bem como ferimentos ou a morte do paciente.

- Selecione o modelo de densidade adequado ao scanner e aos parâmetros de captura de varredura usados para capturar a imagem de planejamento.
- Depois de aplicar um modelo de densidade, reveja sempre a imagem de densidade para verificar se os valores são razoáveis.
- A seleção de um modelo de densidade adequado deve ser confirmada durante as verificações do gráfico de física.
- Os resultados de QA do paciente com base no Objeto simulador podem não ajudar a determinar se o modelo de densidade correto foi selecionado para o planejamento do paciente.
- O modelo de densidade deve ser verificado (e atualizado, se necessário) sempre que o scanner for calibrado ou se houver suspeita de alteração nos números de CT.
- As próximas seções incluem instruções adicionais.

Além do acima exposto, observe o seguinte caso esteja calculando a dose em imagens MVCT:

- As propriedades do feixe de imagem não são mantidas com tanta precisão como o feixe de tratamento e podem se desviar ao longo do tempo. O modelo de densidade da MVCT deve ser verificado e atualizado com regularidade, de acordo com o cronograma recomendado pelo TG 148.
- O modelo de densidade da MVCT deve ser verificado após a realização de quaisquer ajustes nas propriedades de reconstrução do feixe ou da imagem pelo representante de serviços.

- A **calibração do número da CT_** ajuda a estabilizar os números de MVCT, mas não substitui a verificação do seu modelo de densidade no cronograma recomendada pelo TG 148. Consulte “Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257).

OBSERVAÇÃO: Só é necessário inserir um modelo de densidade para o seu sistema de tratamento Accuray se você calcular a dose em imagens de MVCT (por exemplo, quando as imagens da MVCT são usadas para planejamento de tratamento ou quando estiver calculando a dose usando o software *PreciseART*).

ATENÇÃO: O modelo de densidade determina o número de CT para conversão de densidade para todos os voxels na imagem de CT de planejamento, incluindo paciente, mesa, ar, etc. Nunca use o modelo de densidade para manipular a densidade de algum aspecto da imagem. Um modelo de densidade fora do padrão pode resultar em valores de densidade incorretos em outras partes da imagem, como paciente, ar ou mesa. Isso pode resultar em ferimentos ou morte do paciente.

IMPORTANTE: Se o modelo de densidade do paciente tiver valores que se desviem significativamente da definição padrão de HU, a densidade da imagem da mesa será afetada.

Física de representação de densidade

Cálculo da dose

O apêndice “Algoritmos para otimização e cálculo da dose” (página 477) descreve o algoritmo de cálculo da dose do *Accuray Precision*. Uma etapa do processo de cálculo da dose requer caminhos de escalonamento percorridos por fótons primários até a profundidade radiológica (g/cm^2), de modo que os valores de atenuação de massa possam ser determinados a partir de uma FAT (Tabela de atenuação de fluência) que fornece valores de atenuação de massa como função de profundidade radiológica (g/cm^2) percorrida por fótons primários. Os valores de densidade de massa de cada voxel da imagem de CT devem ser precisamente conhecidos para facilitar o escalonamento até a profundidade radiológica e determinar o TERMA.

Definição de densidade de elétrons

A densidade dos elétrons ρ_e [elétrons/cm^3] pode ser definida como sendo o produto da densidade de massa ρ_m [g/cm^3] e o número de elétrons/grama:

$$\rho_e = \rho_m N_A \frac{Z}{A}$$

onde N_A é o número de Avagadro, Z é o número atômico e A é o peso atômico. Veja Kahn 1994 a exemplo.

A seção cruzada de interação de Compton é a interação dominante em energias de megavoltagem, sendo proporcional à densidade dos elétrons.

Densidades relativas de elétrons e densidades de massa de tecido humano

A *Relative electron density* é a relação de densidade de elétrons do material normalizado a densidade de elétrons da água.

As densidades relativas de elétrons de todos os tecidos moles do corpo humano estão numericamente dentro de 1% de suas densidades de massa (ou seja, a relação *Z/A* é relativamente constante e similar à água para tecidos moles do corpo humano). A densidade relativa de elétrons do osso não é tão numericamente próxima da sua densidade de massa, devido a uma relação *Z/A* inferior.

OBSERVAÇÃO: A densidade de elétrons e a densidade relativa de elétrons são apresentadas aqui para fins de discussão com base na física, mas o modelo de densidade relaciona HU com a densidade de massa [g/cm^3], e não a densidade relativa de elétrons. O Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision* permite a inserção de valores relativos de densidade de elétrons no modelo de densidade para fins de planejamento do *CyberKnife*. Os valores relativos da densidade de elétrons não são usados pelo Sistema de planejamento de tratamento para os planos da plataforma de *TomoTherapy*.

Diretrizes para a entrada do modelo de densidade

O sistema de planejamento de tratamento incorpora coeficientes de atenuação de massa na calculadora de dose. A coluna de densidade de massa do modelo de densidade é utilizada pelo sistema de planejamento *Accuray Precision* para todos os cálculos relacionados ao sistema de TomoTherapy helicoidal. A coluna relativa de densidade de elétrons do modelo de densidade não é usada para planejamento.

O objeto simulador Accuray *Tomo* pode ser escaneado para a criação do modelo de densidade. Os plugues de densidade que se encaixam no objeto simulador são fabricados pela Gammex, Inc. e rotulados com densidades de massa variando de 0,3 a 1,8 g/cm^3. A Accuray Incorporated recomenda o uso dos plugues rotulados: “água real” (este plugue se encaixa dentro do objeto simulador *Tomo* e está cheio de água), “osso cortical”, “osso interno”, “CB2 30%”, “CB2 50%”, “pulmão LN 300” e “pulmão LN 450”. As densidades de massa exibidas nos plugues são as densidades de massa reais que devem ser usadas no modelo de

densidade. O “osso” Gammex demonstrou ser uma boa representação do osso real, tanto para a densidade de elétrons como para a densidade de massa.

A Gammex vende plugues de plástico adicionais de “tecido mole” com densidades perto da água: “peito”, “cérebro”, “água sólida de CT”, “fígado” e “adiposo”. Esses plugues têm densidades de massa e relações *Z/A* que se desviam dos valores reais no tecido mole em vários pontos percentuais. Esses plugues não devem ser usados no processo de criação do modelo de densidade. Ao invés disso, use água real para mapear o modelo de densidade a fim de identificar os pontos de dados do tecido mole, o que permite informações precisas para os cálculos de dose do sistema.

As correções de inomogeneidade são realizadas convertendo as informações da CT em valores de densidade usando uma tabela de conversão inserida pelo usuário. Esta tabela permite ao usuário inserir as curvas de calibração de densidade de massa e de elétrons. Para calcular a dose para um paciente com o algoritmo de superposição, o modelo de densidade selecionado deve conter uma curva de calibração de densidade de massa.

O modelo de densidade se interpola linearmente entre os pontos de densidade de massa que você inseriu na tabela. Se o seu modelo de densidade não incluir um ponto em -1.024 HU, o modelo atribuirá um valor de 0 g/cm^3 a -1.024 HU. O ar deve ser medido para obter um ponto do modelo de densidade próximo de -1.000 HU e 0,001 g/cm^3. Se nenhum ponto de modelo de densidade para o ar for definido, o valor -1.000 HU será interpolado linearmente entre -1.024 HU e o ponto do modelo de densidade mais próximo (frequentemente, próximo da água), o que pode resultar no mapeamento do ar a uma densidade de aproximadamente 2,4% da densidade da água ou 24 vezes a densidade real do ar.

Quando você insere valores para um modelo de densidade, o sistema também permite ao usuário selecionar o método de extensão a ser usado para valores de HU maiores que aqueles inseridos pelo usuário. As opções são **Flat** (Plano) ou **Extrapolate** (Extrapolar). A opção **Flat** (Plano) estende o modelo de densidade com uma linha horizontal, ou seja, a mesma densidade do ponto máximo inserido na tabela é atribuída a todos os pontos com valores de HU que excedem o ponto máximo inserido. **Extrapolate** (Extrapolar) estende o modelo criando pontos na linha reta gerada pelos dois pontos inseridos pelo usuário com os valores mais altos de HU. O valor de densidade máxima que será criado por esse método é 22,6 g/cm^3. Os valores calculados com base na opção Extrapolar e que excedem esse limite serão substituídos por um valor de 22,6 g/cm^3.

IMPORTANTE: Uma mensagem na tela aparecerá quando você salvar um plano, se o modelo de densidade não cobrir todo o intervalo de valores de HU na imagem de planejamento. Se essa mensagem de atenção aparecer, verifique se a extensão da densidade é apropriada.

Use as etapas a seguir para localizar pontos de alta densidade em sua imagem e verificar se a densidade de massa é aceitável.

1. Examine seu modelo de densidade no software de Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision® e registre o valor em HU do ponto HU mais alto listado em seu modelo.
2. Exiba a imagem HU (A = mesa) de sua imagem de CT de planejamento no software *Accuray Precision* (clique no canto superior esquerdo da imagem para definir a exibição).
3. Clique no ícone Window-Level (Janela-Nível) no menu de ícones ao lado direito da tela. Em seguida, clique no canto direito da imagem para digitar os valores da janela/nível. A janela/nível dimensiona a tela para que os valores de HU abaixo (C – L/2) sejam pretos e os valores acima (C + L/2) sejam brancos. Defina a janela W para 2 (um valor muito pequeno). Defina o nível L para o ponto HU máximo no seu modelo de densidade. Com essas configurações, os pontos na imagem de planejamento com HU acima do máximo do intervalo do modelo serão pontos brancos e o restante da imagem ficará em preto.
4. Clique no canto superior esquerdo da exibição para visualizar a imagem (A = massa (g/cm3)).
5. Pesquise os cortes da imagem por pontos brancos.
6. Selecione o ícone Pointer (Ponteiro) no menu ao lado direito da tela. Clique nos pontos brancos e verifique os valores de densidade apropriados nesses locais.

   Se preferir, é possível realizar a varredura de um objeto com densidade mais alta e incluí-la no seu modelo de densidade.

IMPORTANTE: O modelo de densidade aceita valores de densidade no intervalo de 0 a 22,6 g/cm^3 e de -1.024 a 31.743 HU. Alguns scanners de CT limitam os números de CT a um valor inferior a 31.743 HU (por exemplo, 3.071 HU). Caso meça um objeto de alta densidade e o número de CT resultante esteja dentro do intervalo máximo de números de CT do seu scanner, esse valor não deverá ser usado.

IMPORTANTE: Observe as seguintes diretrizes para uma inserção precisa do modelo de densidade:

- A densidade de massa deve ser inserida no modelo de densidade para calcular a atenuação [g/cm^3].
- Não use plugues que possuam um número de CT entre -100 HU e +100 HU. A água real deve ser medida para obter um ponto do modelo de densidade próximo a 0 HU e 1,0 g/cm^3.
- Caso não tenha um plugue de "água real", é possível usar outro recipiente que se encaixe perfeitamente no objeto simulador *Tomo*. Outra alternativa seria escanear uma jarra de água de tamanho similar ao do objeto simulador *Tomo* ou de uma seção cruzada de um paciente humano.
- O ar deve ser medido para obter um ponto do modelo de densidade próximo de -1.000 HU e 0,001 g/cm^3. (Recomenda-se determinar os números de CT do ar na parte externa do objeto simulador. Pode haver uma diferença nos números de CT do ar na parte externa do objeto simulador versus dentro do objeto simulador).

Criar o modelo de densidade

AVISO: Após editar o modelo de densidade de MVCT, reinicie o sistema de tratamento de TomoTherapy helicoidal. Você não poderá salvar imagens MVCT obtidas recentemente até que o sistema seja reiniciado.

Nesta seção, você irá adquirir uma imagem de CT no(s) scanner(s) que fornecem imagens para serem usadas em planejamento de tratamento.

1. Coloque o objeto simulador *Tomo* na mesa de CT, e centralize-o nos lasers. O eixo longo dos plugues deve estar paralelo à direção do percurso da mesa.
2. Insira os plugues de densidade no objeto simulador ("água real", "osso cortical", "osso interno", "CB2 30%", "CB2 50%", "pulmão LN 300" e "pulmão LN 450"). Preencha as cavidades não utilizadas com plugues de *Virtual Water*.

OBSERVAÇÃO: Se desejar, também é possível inserir os plugues de resolução de CT e deixar algumas cavidades de ar não preenchidas. Estas não serão usadas para criar pontos no modelo de densidade.

IMPORTANTE: Os plugues de densidade devem ser inseridos no objeto simulador *Tomo* para a varredura. Nos scanners de kVCT e MVCT, os números de CT serão adversamente afetados se você escanear os plugues de densidade separadamente sem inseri-los no objeto simulador *Tomo*. Os plugues de densidade por si só não são de um tamanho que seja relevante para os tratamentos.

3. Tire uma foto das posições do plugue ou anote-as em um diagrama.
4. Escaneie o objeto simulador usando os mesmos parâmetros de aquisição de varredura que você usaria para um paciente.
5. Determine os números médios de CT em regiões circulares uniformes de interesse no interior de cada plugue e no ar na parte externa do objeto simulador.

DICA: Seu software do scanner de CT pode ter ferramentas para medir números médios de CT em regiões de interesse. O software não inclui ferramentas para medir números médios de CT em regiões de interesse. Consulte a Seção VI.B.4 do TG 148 para obter sugestões de softwares de terceiros que podem ser usados para a análise.

6. Siga as instruções do *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento) para inserir os dados do modelo de densidade no software. Atribua uma densidade de 1,0 g/cm^3 ao ponto de água e de 0,001 g/cm^3 ao ponto de ar. Não inclua nenhum ponto adicional no intervalo de 0 ± 100 HU.

OBSERVAÇÃO: Não crie um ponto para o material do objeto simulador *Tomo*, mas apenas para os plugues apropriados e para o ar.

OBSERVAÇÃO: Para acessar o modelo de densidade para edição, clique na tarefa **Planning Settings** (Configurações de planejamento) na tela inicial do sistema de planejamento. Você também pode visualizar o modelo de densidade na guia **Settings** (Configurações) ao criar um plano, mas não pode editar o modelo de densidade na guia **Settings** (Configurações).

OBSERVAÇÃO: Os modelos de densidade são armazenados no *iDMS* e acessados de todas as estações de trabalho conectadas. Quando um plano é criado, ele gera uma cópia do modelo de densidade separado da versão do servidor. Quando você atualizar seu modelo de densidade, entenda o seguinte:

- Se um plano ainda não foi aplicado, você pode manter a versão do plano do modelo de densidade e continuar com o tratamento, ou pode escolher a versão do servidor do modelo e atualizar a otimização do seu plano.
- Se você já executou a otimização do plano, perderá os resultados quando atualizar o plano com o modelo de densidade revisado.

Preparar uma varredura do objeto simulador para o QA do paciente

- Escanear o objeto simulador 354
- Criar o modelo de densidade correspondente 354

Escanear o objeto simulador

OBSERVAÇÃO: Antes de começar a realizar a QA do paciente, você precisará de uma imagem de CT do objeto simulador que utilizará para QA do paciente. Essas etapas devem ser concluídas assim que tiver acesso ao objeto simulador *Tomo*.

Escaneie o(s) objeto(s) objeto simulador(es) no seu scanner de CT de planejamento:

- Posicione o objeto simulador na orientação que será usada para QA.
- Se desejar, coloque marcadores fiduciais no objeto simulador.
- Para uma dosimetria precisa, não insira câmaras de ionização no objeto simulador.

OBSERVAÇÃO: As câmaras de ionização são calibradas para medir a dose para a água. Caso tenha inserido câmaras de ionização no objeto simulador, escaneado o objeto simulador e, em seguida, realizado cálculos de dose na imagem, a calculadora de dose calcularia a dose para a cavidade da câmara e o cálculo da dose seria inconsistente com a medida esperada da câmara de ionização.

- Use uma mesa com superfície plana para evitar rotações.
- Escaneie todo o objeto simulador, estendendo o comprimento da varredura 20 mm a partir da borda superior e inferior do objeto simulador. Use a espessura de corte mais comum que usará para as CT de simulação de pacientes.
- Certifique-se de que todo o objeto simulador esteja visível e que a parte superior da mesa de CT esteja incluída.

Criar o modelo de densidade correspondente

É necessário adquirir um modelo de densidade correspondente adequado para cada imagem do objeto simulador. A imagem usada para determinar o modelo de densidade deve ser adquirida no mesmo scanner o quanto antes (para que as características do scanner sejam consistentes) e usando as mesmas configurações do scanner.

Seção 3-14

Comissionamento para atualizações e novos recursos

Introdução. 356
Geminação para um novo modelo de feixe. 357

Introdução

Este capítulo descreve as responsabilidades de comissionamento para o físico do local, após uma atualização importante.

OBSERVAÇÃO: Entre em contato com o seu representante de vendas Accuray com qualquer dúvida sobre elegibilidade, cronograma e custo das atualizações de software e hardware.

Após uma atualização de software, o TG-148 recomenda a realização de um teste completo baseado no objeto simulador, conforme discutido em “QA anual” (página 403).

Testes adicionais dependerão dos componentes e subsistemas afetados pela atualização e do critério do físico do local. Para atualizações de software e principais adições de recursos, o departamento de treinamento da Accuray pode fornecer informações específicas de recursos, incluindo:

- Novo treinamento em recursos.
- Instruções de preparação de atualização.
- Recomendações de QA pós-atualização.

As instruções típicas de preparação de atualização podem incluir:

- Finalizar os planos de tratamento em andamento por meio da autorização do plano.
- Fazer backup de itens nas estações de trabalho locais afetadas pela atualização.
- Executar a tarefas de QA pré-atualização que a Accuray possa solicitar, para facilitar o ajuste adequado do sistema após a atualização.
- Seguir todas as instruções para garantir que os procedimentos de QA da máquina possam ser executados após a atualização.

Entre em contato com o Atendimento *Accuray* caso tenha alguma dúvida sobre os itens listados acima. Caso esteja adicionando o recurso de garras dinâmicas *TomoDirect* ou *TomoEDGE*, consulte “Testes e programações de garantia de qualidade” (página 362) para obter os requisitos de QA específicos do recurso; esses testes são de responsabilidade do físico do local.

IMPORTANTE: Certifique-se de que o departamento de Treinamento da Accuray tenha informações atuais de contato para indivíduos da sua instalação que devem receber informações sobre o treinamento em atualização da Accuray. Certifique-se de compartilhar todas as informações recebidas pelo Treinamento da Accuray com os funcionários relevantes do seu local.

IMPORTANTE: A Accuray não determina quando uma máquina está pronta para tratar pacientes. Essa decisão cabe ao físico do local.

Geminação para um novo modelo de feixe

OBSERVAÇÃO: Esta seção se aplica a uma atualização importante do modelo de feixe. Se apenas os dados da lâmina e/ou os JFOF do modelo de feixe forem atualizados, é necessário um conjunto menor de tarefas de comissionamento, conforme discutido em “Considerações pós-serviço” (página 407).

Alguns tipos de atualização de recursos podem exigir que a Accuray Incorporated “gemine” a máquina para um novo modelo de feixe. Consulte “Modelo do feixe” (página 452) para obter mais informações sobre o modelo de feixe.

Para garantir tratamentos precisos do paciente, o desempenho da máquina deve ser consistente com o modelo de feixe. Se os dados do modelo de feixe forem substancialmente alterados, será necessário recomissionar a máquina conforme descrito em “Visão geral do comissionamento” (página 103) para coincidir com os novos dados do modelo de feixe fornecidos pela Accuray. Os seguintes testes devem ser realizados:

- Testes de alinhamento
- Medições de perfil do feixe em comparação com os novos dados de referência fornecidos pela Accuray Incorporated.
- Calibração absoluta de dose do LINAC
- Verificação de qualidade da imagem do *CTrue*
- Calibração da exibição da MU
- Estabeleça referências de linha de base (a Accuray Incorporated fornecerá referências para os módulos largura do campo do tanque de água TQA e largura do campo – garras dinâmicas)
- Verificação do modelo de densidade MVCT, se estiver calculando a dose em imagens *CTrue*

Testes adicionais de comissionamento podem ser realizados a critério do local.

Uma atualização do modelo de feixe invalidará todos os planos de pacientes atualmente em tratamento. Para reiniciar o tratamento do paciente, os planos devem ser replanejados ou transferidos para o novo modelo de feixe. Para obter informações sobre Autotransferência, consulte “Autotransferência” (página 417) e “Algoritmo de transferência do plano” (página 516).

IMPORTANTE: A Accuray Incorporated recomenda criar novos planos de QA específicos do paciente e fazer uma QA específica do paciente após uma transferência.

Capítulo 4

Recomendações e tarefas de QA

Testes e recomendações da garantia de qualidade 360
QA diária. 367
QA mensal 379
QA trimestral. 401
QA anual. 403
QA pós-serviço. 406

Testes e recomendações da garantia de qualidade

- Introdução 360
- Programa e documentação da QA 360
- Testes e programações de garantia de qualidade 362

Introdução

Este capítulo resume os aspectos de garantia de qualidade discutidos nos capítulos anteriores e organiza-os de acordo com suas frequências recomendadas.

IMPORTANTE: Antes de executar as tarefas de QA, aqueça o sistema e realize uma airscan para ajudar a atingir um feixe estável e uma qualidade de imagem ideal.

Este capítulo cobre os seguintes tópicos:

- QA diária
- QA mensal
- QA trimestral
- QA anual
- QA pós-serviço
- Testes pós-atualização
- Testes de QA e frequências semelhantes ao protocolo TG-148

Programa e documentação da QA

Conforme praticados tradicionalmente, os testes de QA são usados para documentar e assegurar o desempenho contínuo correto de qualquer dispositivo de radiação médica e também para identificar a falta de conformidade com os critérios de desempenho definidos assim que ela se manifestar. Esta prática também se aplica ao planejamento e aplicação do tratamento do sistema Accuray.

A QA do sistema fornece benefícios como estes:

- Confiabilidade: Manutenção mais fácil do sistema em condições ideais na vida útil do equipamento.
- Tempo de operação: Reduz o tempo para solucionar e resolver problemas.
- Segurança: Assegura uma aplicação precisa da prescrição para o paciente.

- Redução de risco: A documentação atende os padrões regulatórios e profissionais de praxe.

Para minimizar o risco inerente ao uso de radiação médica, cada local do sistema de tratamento deve desenvolver e implementar um programa robusto de QA para medição e manutenção do desempenho do sistema. Cada local deve manter uma documentação detalhada do programa de QA.

O proprietário do sistema de tratamento é responsável por assegurar que o sistema seja usado de acordo com os regulamentos aplicáveis que regem a operação dos sistemas do acelerador linear de radiação médica (LINAC).

As instruções de garantia de qualidade do sistema fornecidas neste guia destinam-se a serem realizadas por um físico radiologista oncológico totalmente qualificado. Normalmente, um Físico médico qualificado executa toda a QA do sistema de tratamento, do LINAC e do Sistema de planejamento de tratamento.

Este guia não inclui procedimentos planejados de manutenção e serviço realizados regularmente por representantes de serviço da Accuray Incorporated. Os representantes de Atendimento ao cliente da Accuray fornecerão um registro por escrito de todo o trabalho concluído para manter a conformidade ideal com as especificações de calibração da Accuray Incorporated. Se você considerar que o sistema precisa de serviço, sempre entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

DICA: A Accuray recomenda que o Físico médico apresente os resultados dos testes diários, mensais, trimestrais, anuais e de pós-serviço com os Relatórios de segurança relativa à radiação trimestrais e anuais de forma que os resultados fiquem disponíveis para supervisão administrativa.

DICA: Se você desejar fazer um teste de verificação de precisão de dose independente, você pode executar uma aplicação de tratamento usando os objetos simuladores fornecidos pelo Radiological Physics Center (RPC) no MD Anderson Cancer Center.

OBSERVAÇÃO: Para oferecer suporte ao seu programa de QA abrangente, os representantes de Atendimento ao cliente da Accuray podem solicitar seus registros de QA para determinar o status de desempenho atual do sistema.

IMPORTANTE: Se algum resultado dos testes estiver fora da faixa de tolerância recomendada pela Accuray, ou fora da faixa de tolerância indicada nos regulamentos e recomendações publicados, o físico do local deve:

- Investigar o problema e identificar todos os parâmetros do sistema que possam exigir ajuste.

- Avaliar o impacto do resultado fora da tolerância em tratamentos agendados de pacientes e determinar se os tratamentos de pacientes podem ou não continuar antes de o ajuste ser feito.
- Na maioria dos casos, solicite que o representante de serviços execute o ajuste.
- Após o ajuste ser feito, repita o teste para garantir que ele esteja dentro da tolerância.
- Teste todos os parâmetros relacionados que possam ter sido afetados pelo ajuste para assegurar que eles estejam dentro da tolerância.

Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se tiver alguma dúvida. A Accuray pode fornecer informações sobre a máquina, mas não faz recomendações sobre se os tratamentos clínicos podem continuar.

Testes e programações de garantia de qualidade

Esta seção faz recomendações para testes e frequências de Garantia de qualidade (QA) semelhantes ao protocolo TG-148.

O TG-148 é o relatório do AAPM Task Group específico para a garantia de qualidade de produtos helicoidais. A maioria das clínicas opta por adotar as recomendações do TG-148 para os procedimentos rotineiros de garantia de qualidade.

A Seção I do TG-148 introduz o protocolo de tomotherapy helicoidal no contexto de outros protocolos relacionados e explica sua relevância para a garantia de qualidade:

- TG-40: Garantia de qualidade abrangente para oncologia de radiação
- TG-45: Código de prática para aceleradores de radioterapia
- TG-142: Garantia de qualidade de aceleradores médicos

O protocolo TG-148 foi redigido enquanto *TomoDirect* ainda era novo e as garras dinâmicas *TomoEDGE* ainda não haviam sido lançadas. Portanto, TG-148 não aborda a QA das modalidades de tratamento *TomoDirect* e *TomoEDGE*. Além disso, o servo de controle de dose não estava disponível quando o TG-148 foi redigido.

Um relatório do grupo de tarefas, o TG-306, atualizará as recomendações do TG-148 para levar em conta os novos recursos. Enquanto isso, a Accuray ampliou as recomendações do TG-148 para testar os recursos exclusivos das modalidades *TomoDirect* e *TomoEDGE*. Consulte as subseções a seguir para obter um resumo das extensões, que também são incorporadas nos capítulos Garantia de qualidade e Comissionamento.

Os testes de segurança padrão também devem ser realizados de acordo com o TG-142 e regulamentos locais, mas não estão incluídos neste capítulo. A seção “Verificações de segurança padrão” (página 80) faz referência a instruções específicas do sistema para verificar os intertravamentos, indicadores e botões de parada.

Os testes de QA recomendados neste capítulo são considerados o mínimo essencial. Testes convencionais, adicionais ou equivalentes podem também ser executados, conforme necessário. Um exemplo disso seria a verificação de dosimetria específica para o paciente.

Recomendações de QA para o Sistema de controle de dose

O Servo de controle de dose (DCS) é introduzido em “Sistema de controle de dose” (página 58). O DCS fornece controle contínuo e automático do acelerador linear (LINAC) para obter uma saída estável para a geração de imagens e tratamentos dos pacientes, assim como para as medições de QA que envolverem a verificação da dose.

Ao desenvolver seu protocolo de QA, entenda que a medição da câmara de monitoramento Dose 1 é usada para ajustar a taxa de dose do sistema. O aplicativo *TQA* oferece informações gráficas e numéricas da câmara de monitoramento Dose 1. Essas informações ilustram a estabilidade das contagens do monitoramento Dose 1 durante um procedimento individual e em comparação com a referência do módulo *TQA*. O servo geralmente garante que as contagens médias medidas da Dose 1 relatadas pelo *TQA* sejam consistentes com a referência. Se a referência do *TQA* não foi alterada e se o *TQA* relatar contagens médias medidas da Dose 1 que não correspondam à referência, é provável que o ponto de ajuste do DCS no banco de dados da Dose 1 tenha sido alterado pelo técnico de campo.

Se a câmara de monitoramento estiver funcionando corretamente, a Dose 1 oferecerá informações significativas relacionadas à taxa de dose do sistema. A seção “Intertravamento de doses do DCS” (página 10) descreve os recursos de segurança do DCS. Como uma verificação adicional de segurança, seu esquema de QA deve ser projetado para detectar a possibilidade de um problema na câmara de monitoramento Dose 1. As medições da taxa de dose com uma câmara de ionização independente são um componente muito importante do seu protocolo de QA.

IMPORTANTE: A câmara de monitoramento Dose 1 não é calibrada por um laboratório padronizado e é usada para controlar a dose por meio do DCS. Você deve verificar regularmente a dose e a energia do seu sistema com uma câmara de ionização calibrada independente do sistema de tratamento Accuray.

Um problema com a câmara de monitoramento Dose 1 pode se manifestar no software *TQA* como uma diferença na constância do nível de sinal dos detectores de CT integrados, em comparação com a constância do nível de sinal da câmara de monitoramento Dose 1. Uma diferença na constância do nível de sinal dos detectores de CT integrados também pode ser causada por uma queda na pressão de gás dos detectores de CT ou possivelmente por uma alteração na energia do feixe. As medições de dose com uma câmara de ionização independente podem ser usadas para determinar se uma alteração na constância do nível de sinal é devido à câmara de monitoramento Dose 1 ou aos detectores de CT.

- Uma alteração na resposta da câmara de monitoramento Dose 1 é uma preocupação clínica, porque a câmara de monitoramento Dose 1 controla a dose do DCS.
- Uma alteração na resposta do detector de CT não afeta o feixe de tratamento. Pode não ser necessária qualquer ação, desde que a pressão do gás do detector e a qualidade da imagem de CT sejam aceitáveis, o modelo de densidade do MVCT esteja atualizado e a dose e a energia medidas por uma câmara de ionização independente estejam dentro da tolerância.

IMPORTANTE: Se o desvio do sinal do detector for acompanhado por um desvio semelhante na saída da máquina, conforme medido por uma câmara de ionização externa, as câmaras de monitoramento integradas podem precisar ser substituídas. Entre em contato com o Suporte de física da Accuray.

Recomendações de QA para o recurso *TomoDirect*

O recurso *TomoDirect* é apresentado em Introdução ao sistema de tratamento “Visão geral” (página 62)e discutido em mais detalhes em “Preparação do paciente e da mesa” (página 531).

Verificação de dose de IMRT

Sempre que o TG-148 especifica medições de verificação de dose rotacional, a Accuray interpreta esse requisito como uma verificação de consistência da dose na geometria do paciente, também conhecida como “dose de aplicação do plano IMRT” neste guia. Os procedimentos de verificação da dose de aplicação do plano IMRT são otimizados e calculados no sistema de planejamento *Accuray Precision*. A verificação da dose de aplicação do plano IMRT pode incluir os procedimentos *TomoHelical* e/ou *TomoDirect*, conforme aplicável à configuração do sistema. Para obter mais informações, consulte “Calibração absoluta de dose” (página 221).

Para sistemas equipados com o recurso *TomoHelical*, a modalidade *TomoHelical* é considerada a geometria fundamental do tratamento, e recomenda-se fazer ajustes de calibração da dose absoluta com base apenas nos planos *TomoHelical*. Para um sistema também equipado com o recurso *TomoDirect*, as medições do **objeto simulador TomoDirect** também devem estar dentro da tolerância, mas as medições do *TomoDirect* não são usadas para ajustar a saída do sistema.

Para os sistemas que têm apenas o recurso *TomoDirect* e não estão equipados com o recurso *TomoHelical*, é apropriado ajustar a saída do sistema com base nas medições do **objeto simulador TomoDirect**.

Disparo em estrela estático trimestral

A Accuray recomenda que um físico do local verifique os ângulos do gantry com um filme de disparo em estrela trimestralmente e após qualquer evento de serviço que inclua a recalibração do sistema de posicionamento do gantry. Este teste deve incluir o disparo em estrela helicoidal para todos

os sistemas equipados com o recurso *TomoHelical* e também o disparo em estrela estático para todos os sistemas equipados com o recurso *TomoDirect*.

Translação trimestral da mesa por rotação do gantry

O TG-148 recomenda uma verificação trimestral da translação da mesa, em relação aos MLC e ao gantry giratório. Consulte “QA trimestral” (página 401).

O mesmo teste é aplicado a um sistema com o recurso *TomoDirect*. Se desejado, o ângulo do gantry pode ser definido como 0 grau ao realizar este teste em um sistema *TomoDirect*.

Variação mensal da saída rotacional

O TG-148 recomenda uma verificação mensal da variação da saída rotacional em máquinas de TomoTherapy helicoidal.

Para os sistemas que têm apenas o recurso *TomoDirect*, o teste de variação mensal da saída rotacional do TG-148 é uma verificação relevante da estabilidade da taxa de dose para todos os ângulos do *TomoDirect* disponíveis.

Filme do procedimento de conclusão mensal

A seção “QA mensal” (página 379) inclui instruções para comparar uma aplicação de tratamento para um plano aplicado completamente em uma fração, em comparação com um filme interrompido e concluído. O teste pode ser estendido para incluir um plano *TomoDirect*, bem como um plano helicoidal, quando aplicável.

QA do Paciente

A QA específica do paciente deve ser realizada para todos os planos do paciente, incluindo os planos *TomoHelical* e *TomoDirect*.

Você deve realizar a QA do paciente de forma composta para todos os ângulos de feixe em seu plano *TomoDirect*. No entanto, se desejar ângulos de feixe individuais de QA, a opção **Save Dose Per Angle** (Salvar dose por ângulo) está disponível.

É possível que a fluência na região de expansão dos feixes (flash) de um plano *TomoDirect* fique grande, no entanto, tem pouco efeito na dose do paciente. Portanto, sua medição de QA de paciente deve incluir o alvo e qualquer região de expansão de feixe além do alvo. Consulte “Evitar pontos quentes e reações cutâneas inesperadas perto da superfície do paciente” (página 491) para obter mais informações.

Recomendações de QA para as garras dinâmicas do *TomoEDGE*

As instruções para a QA de rotina das garras dinâmicas estão incluídas nos capítulos de QA e Comissionamento.

A coleta anual de dados do tanque de água e a verificação mensal de perfis longitudinais devem incluir as larguras de campos adicionais no modelo do feixe de garras dinâmicas.

OBSERVAÇÃO: Para a QA mensal em Virtual Water, o módulo *TQA* **Field Width – Dynamic Jaws** (Largura do campo – garras dinâmicas) facilita a coleta de todos os perfis longitudinais mensais em um procedimento.

A calibração da dose de IMRT inclui planos para garras fixas e garras dinâmicas.

OBSERVAÇÃO: Como explicado em “Calibração absoluta de dose” (página 221), há cinco planos *TomoHelical* e cinco planos *TomoDirect*.

Para fazer a verificação automática do desempenho das garras dinâmicas, execute o módulo *TQA* **Daily QA** (QA diária) todos os dias e o módulo **Jaw Sweep – Dynamic Jaws** (Varredura da garra – garras dinâmicas) *TQA* todo mês.

OBSERVAÇÃO: O módulo *TQA* **Daily QA** (QA diária) não inclui todos os testes recomendados pelo TG-148 para QA diária, mas é uma maneira rápida de obter uma grande quantidade de métricas sobre o desempenho do sistema.

QA diária

- Visão geral dos testes de QA diários 367
- Teoria dos testes de QA diários 369
- Métodos alternativos para realizar este teste. 371
- Criação do plano de QA diária 371
- Configurar e aplicar o teste. 372
- O que fazer se o teste falhar. 375

Visão geral dos testes de QA diários

Referência TG-148:	Consulte a Tabela II do TG-148.
Finalidade:	Verifique se os lasers vermelhos em sua posição “inicial” se sobrepõem aos lasers verdes, se os lasers identificam corretamente o isocentro da imagem, se o processo de registro da imagem pode ser usado para posicionar com sucesso um objeto simulador e se a saída estática ou IMRT é consistente com os valores de base.
Método:	1. Crie um plano de QA em um objeto simulador (apenas na primeira vez). No plano, configure o objeto simulador para os lasers verdes, mas desloque intencionalmente os lasers vermelhos da posição de configuração planejada por diferentes distâncias conhecidas em X, Y e Z. 2. Verifique a sobreposição dos lasers vermelhos/verdes quando a máquina for ligada pela primeira vez. 3. Configure o objeto simulador para os lasers vermelhos com um deslocamento de configuração intencional conhecido. Faça a varredura do objeto simulador no sistema de tratamento de TomoTherapy helicoidal e verifique a qualidade da imagem. 4. Registrar o objeto simulador e verificar os deslocamentos. 5. Prepare um tratamento, aplique os deslocamentos à mesa usando a opção **Setup** (Configuração) e verifique o movimento dos lasers vermelhos e da mesa. 6. Se for usado um teste de saída de QA IMRT diário, o objeto simulador agora está na posição apropriada para tratamento. Ou, configure a pilha *Virtual Water* para uma verificação de saída estática de campo aberto.

Especificação da Accuray:	1. Os lasers vermelhos e verdes se sobrepõem em até 1,5-1 mm (não SRS/SBRT-SRS/SBRT). 2. A qualidade da imagem é visualmente aceitável. 3. Os resultados do registro são consistentes com os valores esperados em até 1 mm. 4. Após usar a opção **Setup** (Configuração) para alinhar o objeto simulador, este fica dentro de 2-1 mm da posição esperada (não SRS/SBRT-SRS/SBRT). 5. A saída fica dentro de ±3% do valor base.
Equipamento necessário:	• Objeto simulador (objeto simulador *Tomo* ou outro objeto simulador para alinhamento da imagem e teste de saída IMRT; pilha *Virtual Water* ou outro objeto simulador para teste de saída estática) • Equipamento de medição de dose (câmara de ionização e eletrômetro ou outro dispositivo)

Além do descrito acima:

- Os testes de segurança padrão devem ser realizados de acordo com o TG-142 e os regulamentos locais. “Verificações de segurança padrão” (página 80) inclui instruções para verificar intertravamentos, indicadores e botões de parada.
- Se estiver calculando a dose em imagens MVCT, a Calibração do número da CT deve ser executada semanalmente. Consulte “Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257).
- Locais com o recurso de garras dinâmicas *TomoEDGE* podem executar o módulo *TQA* **Daily QA** (QA diária) todos os dias para verificar o desempenho do MLC e das garras. Consulte o *Manual do TQA*.
- Todos os locais devem executar o procedimento de *TQA* de QA diária ou de dosimetria básica semanalmente. Este teste fornece informações valiosas que um representante de serviços pode usar para monitorar a integridade do feixe.

OBSERVAÇÃO: O TG-148 recomenda alternar entre verificações de saída da aplicação do plano estático e IMRT diariamente/semanalmente. É possível realizar uma verificação estática diária e uma semanal de aplicação do plano IMRT ou uma aplicação diária do plano IMRT e uma verificação estática semanal de campo aberto.

OBSERVAÇÃO: O TG-148 não exige uma verificação diária de energia da qualidade do feixe. No entanto, seria conveniente e útil verificar também a qualidade do feixe sempre que você executar uma verificação de saída estática. Consulte “Configurar e medir a linha de base da qualidade do feixe e saída estática” (página 288) para obter instruções.

Teoria dos testes de QA diários

O fluxo de trabalho de QA da amostra neste capítulo baseia-se no “Exemplo de procedimentos de testes diários” do Apêndice D do TG-148, que inclui testes de coincidência de coordenadas de imagem/laser, registro/alinhamento de imagem e saída rotacional.

OBSERVAÇÃO: Para sistemas equipados com o modo de tratamento *TomoHelical*, o plano de QA diário/semanal IMRT é um plano *TomoHelical* criado pelo sistema de planejamento de tratamento. Para os sistemas que não são licenciados para tratamentos *TomoHelical*, um plano *TomoDirect* IMRT gerado pelo sistema de planejamento de tratamento seria um substituto razoável para os requisitos diários/semanais de “saída rotacional” do TG-148.

Você precisará criar um plano no *Accuray Precision* System para o objeto simulador de sua escolha. O mesmo plano será usado todos os dias em sua QA matinal. No fluxo de trabalho sugerido, planeje o objeto simulador para ficar centralizado nos lasers verdes. Na guia **Plan Settings** (Configurações do plano), desloque os lasers vermelhos em relação aos lasers verdes em quantidades arbitrárias conhecidas em X, Y e Z.

DICA: Quando você cria um plano de tratamento de paciente ou plano de objeto simulador, o número de frações de aplicação é definido no plano. Quando você ficar sem frações, você pode criar um plano de adição de fração no *Accuray Precision* System. Ou você também pode evitar a falta de frações configurando sua QA diária como um plano de QA do paciente (ou seja, recalculando a aplicação do paciente em uma imagem do objeto simulador). O número de frações não se limita a planos de QA de paciente.

O fluxo de trabalho diário será:

1. Configure o objeto simulador na posição incorreta conhecida (deslocado em relação à posição planejada). Centralize o objeto simulador nos lasers vermelhos, mesmo que o plano indique que o objeto simulador deva ser centralizado nos lasers verdes.

OBSERVAÇÃO: Para tratamentos de pacientes, os lasers verdes normalmente não são usados e podem ser desligados. Para tratamentos de pacientes, os fiduciais do paciente ficam alinhados aos lasers vermelhos para colocar o paciente na posição planejada. Mas para a QA diária, os lasers verdes são usados para indicar a posição de configuração planejada e os lasers vermelhos são usados para indicar uma posição deslocada (incorreta). Essa abordagem é adotada para verificar a capacidade do sistema de detectar um deslocamento de configuração.

2. Gere uma imagem MVCT do objeto simulador no sistema de tratamento de TomoTherapy helicoidal para verificar a qualidade da imagem e realizar o registro da imagem.

3. Compare os resultados de seu registro com os deslocamentos introduzidos conhecidos.

   Como o objeto simulador é inicialmente posicionado para os lasers vermelhos, não há uma maneira simples de corrigir a inclinação da mesa antes de adquirir a imagem de CT. Portanto, espera-se que o resultado do registro em Z inclua a inclinação da mesa. Os resultados esperados do registro R_x, R_y e R_z são:

   - $R_x = -P_x$
   - $R_y = -P_y$
   - $R_z = -P_Z + |S|$

   onde P_x, P_y e P_z são os deslocamentos do laser vermelho no plano de tratamento original e S é a inclinação da mesa em Z a partir da posição da configuração, no exterior do furo para o plano do feixe.

4. Prepare um tratamento e aplique os resultados do registro à mesa.

5. Observe que o objeto simulador está na posição de configuração planejada. Se você seguiu o fluxo de trabalho sugerido para o uso dos lasers vermelhos e verdes:

   - O objeto simulador agora deve estar centralizado nos lasers verdes.
   - Os lasers verdes e vermelhos agora devem se sobrepor em X e Y.
   - A **current laser position** (posição atual dos lasers) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) deve ser 0,0 (dentro da faixa de tolerância) em X e Y.
   - A **current laser position** (posição atual dos lasers) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) em Z indica a quantidade de inclinação da mesa.

6. Se desejar confirmar a correção da inclinação da mesa, insira o objeto simulador 700 mm no furo e caminhe por trás do gantry para verificar se o objeto simulador está centralizado nos lasers verdes em Z.

OBSERVAÇÃO: Se você posicionar o objeto simulador na mesma região longitudinal da mesa todos os dias e se não houver outros itens pesados na mesa, espera-se que a inclinação da mesa seja consistente de um dia para o outro. Portanto, o valor Z da posição da mesa no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) deve ser consistente de um dia para o outro.

7. O objeto simulador agora está na posição apropriada para uma verificação de saída IMRT diária usando o mesmo plano de tratamento. A dose esperada pode ser obtida no Sistema *Precision*.

   Ou, você pode configurar um objeto simulador diferente para a verificação de saída estática de campo aberto e comparar com seu valor de base.

Métodos alternativos para realizar este teste

O TG-148 lista os parâmetros do sistema que devem ser verificados diariamente. No entanto, o TG-148 permite que o local escolha os métodos e os equipamentos diários.

Este capítulo descreve um processo de QA usando o objeto simulador *Tomo* e outros equipamentos básicos discutidos na seção Equipamentos do capítulo Comissionamento.

Alguns locais preferem usar um dispositivo de diodo para a medição de constância estática ou o objeto simulador da escala de densidade de *TQA* (com inserção opcional da câmara de ionização) em vez do objeto simulador *Tomo*.

OBSERVAÇÃO: A leitura da câmara de monitoramento Dose1 é usada para ajustar a saída do sistema por meio do Sistema de controle de dose. A verificação de rendimento diária será mais robusta se você incluir uma medição com um dispositivo independente do sistema de tratamento.

OBSERVAÇÃO: O procedimento de QA Diária de *TQA* não verifica todos os parâmetros recomendados pelo TG-148 para QA diária (por exemplo, não verifica a qualidade da imagem e o registro da imagem), mas é uma maneira eficiente de verificar a constância de uma grande variedade de parâmetros do sistema.

Criação do plano de QA diária

Planejar qualidade da imagem, registro da imagem e testes de saída da aplicação do plano IMRT

A Accuray não fornece o plano de QA de paciente para sua QA diária. Você precisará criar seu próprio plano para satisfazer os requisitos de coincidência de coordenadas de imagem/lasers, registro/alinhamento de imagens e consistência da saída IMRT.

Antes de criar seu plano de QA diária, você precisará:

- Um plano de tratamento de paciente (calculado com base em uma imagem de paciente ou com base em uma imagem de objeto simulador que foi importada como se fosse uma imagem de paciente).
- Um conjunto de imagens DICOM de seu objeto simulador preferencial.

IMPORTANTE: Para uma dosimetria precisa no objeto simulador *Tomo*, tampe todos os furos da câmara de ionização com hastes de *Virtual Water* e não insira a câmara de ionização para a varredura.

- Um plano de modelo de objeto simulador aplicável calculado com base em sua imagem do objeto simulador. Isso tornará sua imagem do objeto simulador disponível para calcular a QA do paciente.

Crie o plano de QA diária (QA do paciente) conforme descrito em “Planos de QA do paciente” (página 419). Centralize a imagem do objeto simulador nos lasers verdes. Desloque os lasers vermelhos a partir dos lasers verdes por diferentes distâncias conhecidas em X, Y e Z (por exemplo, 10 mm em X, 20 mm em Y e 30 mm em Z).

OBSERVAÇÃO: Aqui, estamos usando os lasers vermelhos para marcar uma posição deslocada (incorreta) conhecida. Este não é um uso clínico típico dos lasers vermelhos.

IMPORTANTE: Atualize seu plano de teste de saída IMRT se o modelo do feixe for atualizado ou o MLC for substituído.

A atualização do seu plano de teste de saída IMRT garantirá que o cálculo da dose use o modelo de feixe e os dados do MLC atuais. Se seu plano de teste de saída IMRT estiver configurado como um tipo de plano de QA do paciente, primeiro faça uma autotransferência ou planeje novamente o plano do paciente. Em seguida, crie um novo plano de QA do paciente com base no plano do paciente transferido ou planejado novamente. Consulte “Revisões de feixe e planos de QA de paciente” (página 414) para obter mais informações.

Plano para teste de saída estática

Para a verificação da constância da saída estática, use o plano de QA da máquina e os dados de referência que foram criados no comissionamento. Consulte “Estabelecer referências de linha de base” (página 283).

Configurar e aplicar o teste

IMPORTANTE: Antes de executar tarefas de QA, aqueça o sistema como indicado em “Inicialização do sistema” (página 80)para ajudar a alcançar uma saída estável e uma qualidade de imagem ideal.

OBSERVAÇÃO: Além das etapas listadas nesta seção, você também terá de executar seus testes de segurança padrão conforme mencionado em “Visão geral dos testes de QA diários” (página 367) e, possivelmente, executar o módulo *TQA* **Daily QA** (QA diária) ou o módulo *TQA* **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica).

Inicialização dos lasers vermelhos

Siga as instruções no título “Verifique se os lasers vermelhos coincidem com os lasers verdes na posição 'inicial'” de “Configurar e aplicar o teste” (página 172).

Configurar o objeto simulador com um deslocamento intencional conhecido e adquirir uma varredura

1. No TDC, selecione a tarefa **Patient QA** (QA do paciente), abra o plano que você criou em “Criação do plano de QA diária” (página 371) e prepare uma varredura. No mínimo, selecione cortes suficientes para incluir os lasers verdes e vermelhos em Y.
2. Após os lasers vermelhos moverem-se para a posição do plano, posicione o objeto simulador para os lasers vermelhos e adquira uma varredura.

DICA: Verifique se a mesa não está muito longe do furo em Y ou talvez você não consiga fazer os ajustes necessários nas etapas a seguir.

DICA: Pode ser útil inserir uma câmara de ionização no Objeto Simulador *Tomo* para a varredura de MVCT diário, para que você possa ver a câmara de ionização na imagem *CTrue* (apesar de não haver uma câmara de ionização na imagem de planejamento).

Verificar a qualidade da imagem

Observe os cortes da imagem na guia **Register** (Registrar) para avaliar subjetivamente a qualidade da imagem. Fique atento a artefatos ou ruído excessivo na imagem.

Registrar o objeto simulador e verificar os deslocamentos

1. Realize o registro da imagem na guia **Register** (Registrar).

   Os resultados esperados do registro R_x, R_y e R_z são:

   - $R_x = -P_x$
   - $R_y = -P_y$
   - $R_z = -P_z + |S|$

   onde P_x, P_y e P_z são os deslocamentos do laser vermelho no plano de tratamento original e S é a inclinação da mesa em Z a partir da posição da configuração, no exterior do furo para o plano do feixe.

DICA: Se o objeto simulador não tiver muita variação de forma ou densidade em X, Y e Z, será necessário um registro manual. É improvável que o registro automático gere um resultado apropriado em um objeto simulador simétrico.

DICA: Para fazer o registro manual do objeto simulador *Tomo*, use o limiar externo do objeto simulador na vista transversal para determinar os deslocamentos em X e Z (a ferramenta quadriculada será útil). Use a câmara de ionização ou os marcadores fiduciais inseridos para o registro em Y.

2. Aceite os resultados do registro.

Preparar um tratamento e aplicar os deslocamentos

1. Prossiga para a guia **Treat** (Tratar) e prepare uma fração para tratamento.
2. Selecione **Apply** (Aplicar) os resultados do registro.
3. Entre na sala de tratamento e pressione **Setup** (Configuração) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) para aplicar os deslocamentos à mesa.
4. Verifique se o objeto simulador agora está centralizado nos lasers verdes.
5. Verifique se os lasers verdes e vermelhos se sobrepõem em X e Y.
6. Verifique se a **current laser position** (Posição atual dos lasers) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) está dentro da tolerância de 0,0 em X e Y. Verifique se a **current laser position** (posição atual dos lasers) indica uma quantidade razoável de inclinação da mesa em Z.
7. Verifique se o valor Z da posição da mesa no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) é consistente com o valor típico.

Verificar a consistência de saída da aplicação do plano IMRT

Se desejar realizar uma verificação de dose da saída IMRT para o mesmo plano de tratamento, o objeto simulador agora está na posição de configuração. Insira uma câmara na posição desejada e compare a dose com o valor planejado.

Verificar a consistência da saída estática

Se desejar realizar uma verificação de saída estática, siga as etapas em “Configurar e medir a linha de base da qualidade do feixe e saída estática” (página 288) e compare sua medição com o valor de base estabelecido no comissionamento.

O que fazer se o teste falhar

Se houver falha em um teste de QA diária, o físico radiologista oncológico qualificado precisará fazer uma avaliação clínica do impacto em potencial do parâmetro com falha em tratamentos agendados e determinar o prazo apropriado para a ação corretiva.

Sobreposição dos lasers vermelhos/verdes

Primeiro, verifique se os lasers vermelhos estão em sua posição “inicial” (a “posição atual do laser” no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) é 0,0 em X, Y e Z). Se os lasers vermelhos não estiverem em sua posição “inicial”, não se espera que se sobreponham aos lasers verdes.

Se os lasers vermelhos não se sobrepuserem aos lasers verdes quando os lasers vermelhos estiverem em sua posição “inicial”, os lasers vermelhos e/ou lasers verdes se movimentaram e você precisa investigar mais detalhadamente.

Se você marcou as posições dos lasers nas paredes ou no piso, isso pode ajudá-lo a identificar a alteração. No entanto, os lasers não devem ser ajustados com base em marcas nas paredes ou no piso.

“Alinhamento do laser estacionário” (página 148) descreve testes para verificar a posição dos lasers verdes estacionários.

IMPORTANTE: Se você fizer ajustes no laser, conclua todas as etapas na ordem prescrita para abordar a interdependência de vários aspectos do alinhamento a laser.

Após o alinhamento dos lasers verdes ser confirmado como correto, os lasers vermelhos devem ser ajustados para se sobreporem aos lasers verdes, conforme descrito em “Testes de alinhamento do laser móvel” (página 171). Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se precisar de assistência.

Qualidade da Imagem

Se a qualidade da imagem for inaceitável, pode ser útil realizar varredura aérea e, em seguida, escanear novamente o objeto simulador para verificar se a qualidade da imagem melhorou. Se a mesa foi deixada no furo durante a varredura aérea mais recente, talvez você veja uma sombra da mesa subtraída da imagem do objeto simulador, como mostrado na figura a seguir. A figura exibe a imagem do objeto simulador *Tomo* com a mesa subtraída do objeto simulador devido a uma airscan incorretamente obtida.

Verifique se não há objetos no furo. Uma chave de fenda ou outro objeto sobre as coberturas do furo pode afetar a atenuação do feixe para imagens e tratamentos.

Consulte em “Registrar o objeto simulador e verificar os deslocamentos” (página 373) sugestões adicionais de solução de problemas.

Airscan incorretamente obtida com sombra da mesa

Registro e ajustes de imagens

Se os deslocamentos na guia **Register** (Registrar) não corresponderem aos valores esperados ou a mesa não se mover para a posição esperada quando a opção **Setup** (Configuração) for pressionada:

- Verifique a configuração de seu objeto simulador.
- Verifique o registro da imagem.
- Verifique se selecionou o plano correto.
- Prepare uma varredura ou um tratamento para um plano no qual os lasers vermelhos se movimentam a partir de sua posição inicial e use uma régua para verificar a distância e a direção dos deslocamentos dos lasers em comparação com os valores de **current laser position** (posição atual dos lasers) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento). Se os lasers vermelhos/verdes se sobrepuserem corretamente na inicialização, mas o movimento dos lasers não estiver correto, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência.
- Verifique se o alinhamento dos lasers verdes está de acordo com as etapas em “Alinhamento do laser estacionário” (página 148). Se você ajustar os lasers verdes, os lasers vermelhos terão de ser ajustados para se sobreporem aos lasers verdes de acordo com as instruções em “Testes de alinhamento do laser móvel” (página 171). Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se precisar de assistência.

IMPORTANTE: Se você fizer ajustes no laser, conclua todas as etapas na ordem prescrita para abordar a interdependência de vários aspectos do alinhamento a laser.

Se identificar um problema com o movimento dos lasers, movimento da mesa ou a posição da imagem, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência.

Consistência de saída da aplicação do plano IMRT

Se as medições diárias da saída de aplicação do plano IMRT indicarem uma discrepância entre a dose planejada e a calculada, você deve fazer uma investigação completa antes de solicitar ao técnico de campo para ajustar a taxa de saída de sua máquina.

Verificar se o teste foi realizado corretamente

- Assegure que esteja usando o plano correto.
- Confirme a configuração do objeto simulador *Tomo* com uma imagem MVCT.
- Confirme se as câmaras de ionização foram colocadas nos furos pretendidos no objeto simulador *Tomo*, se furos não usados foram tampados com hastes de *Virtual Water* e se câmaras e canais do eletrômetro não foram misturados.
- Certifique-se de que o equipamento de medição esteja funcionando corretamente.

Executar verificações de dose adicionais

Um resultado de saída alta ou baixa pode ser confirmado por testes adicionais ou uma pesquisa de resultados recentes de:

- Consistência de saída estática diária medida por um dispositivo externo
- QA do paciente
- Medições de calibração de dose de IMRT do objeto simulador *Tomo*

Normalmente, os testes acima indicados indicam consistentemente que a saída está alta ou baixa. Se esses testes não fornecerem feedback consistente, procure outros fatores contribuintes, conforme descrito na próxima seção. Os fatores contribuintes podem fazer com que os resultados dependam dos planos de teste, que podem diferir no uso do MLC, do tamanho do campo selecionado ou da profundidade de medição.

Se a discrepância entre os resultados dos testes persistir após lidar com outros fatores contribuintes, os resultados da calibração de dose de IMRT do objeto simulador *Tomo* devem ter precedência para determinar os ajustes de saída necessários. Consulte “Calibração absoluta de dose” (página 221) para obter mais informações.

Considerar possíveis fatores contribuintes

Uma discrepância entre a dose planejada e a calculada pode ser causada por outros fatores contribuintes, incluindo, mas sem limitação:

- Energia
- Alinhamento do sistema
- Perfis longitudinais
- Desempenho do MLC
- Desempenho e calibração da câmara de monitoramento

Considere executar um filme de planaridade de feixe e um subconjunto dos testes de QA mensais para ter uma ideia geral do status do feixe, antes de tomar a decisão de ajustar a saída do feixe. Se for determinado que algum dos parâmetros acima estiver fora de tolerância, eles devem ser corrigidos primeiro com a ajuda do Atendimento ao cliente da Accuray e, em seguida, é possível verificar a saída novamente.

Se sua máquina passou por manutenção recentemente, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para discutir o impacto potencial do serviço recente nas medições de dose. Alguns tipos de serviço em máquinas (por exemplo, substituição do MLC) afetam os dados do modelo do feixe e o físico do local deve transferir ou otimizar novamente o plano de QA diária.

Consistência da saída estática

Os resultados de consistência da saída estática não devem ser usados diretamente para determinar os ajustes da máquina. Consulte “Teoria da calibração absoluta de dose” (página 223).

No entanto, os resultados de consistência da saída estática podem ajudar a identificar possíveis problemas que requeiram investigação mais detalhada. Os resultados de consistência de campos abertos estáticos são menos sensíveis do que os planos de IMRT a outros fatores contribuintes, tal como o desempenho do MLC.

Consulte na subseção anterior sugestões para uma investigação mais detalhada.

QA mensal

A Tabela III do TG-148 lista 21 testes de QA mensais recomendados, que são divididos em três subgrupos: “Parâmetros do feixe”, “Alinhamento e diversos” e “MVCT”. As instruções para a maioria desses testes podem ser encontradas no capítulo Comissionamento, enquanto as demais instruções são fornecidas neste capítulo.

A Accuray expandiu as recomendações do TG-148 para acomodar os recursos de garras dinâmicas *TomoDirect* e *TomoEDGE.* Além disso, deve-se realizar os testes de segurança padrão.

Neste capítulo, a ordem dos testes foi organizada para minimizar as dependências de testes subsequentes, caso seja necessário um ajuste da máquina. Se for necessário solicitar que um representante de serviços execute o ajuste de uma máquina, deve-se considerar o impacto possível nos testes já concluídos. Por exemplo, um ajuste na energia do feixe também afeta os perfis do feixe e a medição de saída da aplicação do plano IMRT.

- Alinhamento e diversos. 379
- Parâmetros do feixe 380
- Teste adicional para garras dinâmicas. 384
- Procedimento de variação rotacional 385
- Perfis longitudinais em Virtual Water 393

Alinhamento e diversos

A tabela a seguir lista os parâmetros de alinhamento e outros parâmetros diversos exigidos pelo TG-148 e a interpretação das tolerâncias pela Accuray Incorporated. Esses testes são abordados nas respectivas seções do capítulo sobre Comissionamento. Para a verificação do procedimento de conclusão mensal, recomenda-se usar uma largura de campo diferente em cada mês em um rodízio programado.

Parâmetro	Tolerância	Equipamento necessário
Interrupted Procedure (Procedimento interrompido)	Perfil de filme para procedimento interrompido e concluído consistente com perfil de filme de procedimento ininterrupto em até de 3%	Objeto simulador *Tomo*, filme, câmara de ionização e eletrômetro
Red laser movement (Movimentação dos lasers vermelhos)	1 mm	Régua

Parâmetro	Tolerância	Equipamento necessário
Treatment Couch (Mesa de tratamento)	• Leitura digital consistente com o movimento real em até 1 mm • Mesa nivelada em até 0,5° • O movimento da mesa diverge <1 mm em X em um deslocamento de 200 mm em Y • A mesa não se inclina mais de 2 mm em um movimento de 700 mm em Y	Régua e nível

Parâmetros do feixe

A tabela a seguir lista as verificações mensais dos parâmetros de feixe exigidas pelo TG-148 e a interpretação das tolerâncias pela Accuray Incorporated. Os testes são discutidos nas páginas a seguir.

Parâmetro	Tolerância	Equipamento
Rotational output variation (Variação da saída rotacional)	Variação ≤±2% da saída média	Noções básicas de *TQA*
Transverse profile (Perfil transversal)	Espec. do TG-148: ≤1% de diferença média no núcleo do campo. Especificação da Accuray: Gama <1 (para critérios de gama de 2% e 1 mm).	Noções básicas de *TQA*
Beam quality (Qualidade do feixe)	PDD_{10} ou $TMR^{20}{}_{10}$ em até ±1% dos valores de base	• Conjunto de blocos de *Virtual Water* (15 cm x 55 cm x espessura variável), câmara de ionização e eletrômetro • Ou pacote *TQA* Advanced (TQA Avançado)
Longitudinal profiles (each slice width) (Perfis longitudinais [cada largura de corte])	Perfis longitudinais medidos à profundidade de 15 mm: • Perfis simétricos: O FWHM está dentro de 1% do FWHM de referência. Gama <1 em um intervalo de três vezes a largura do campo (critério do gama: Diferença de dose de 2% e largura do campo de 1% para a distância até concordância (DTA)) • Perfis assimétricos para sistemas com garras dinâmicas: gama <1 em uma faixa de três vezes a largura do campo (critérios de gama: Diferença de dose de 3% e DTA de 0,5 mm)	• Câmara de ionização • Eletrômetro • Software para traçar os dados medidos (TEMS) • *TQA* Advanced (TQA Avançado) ou computador com Microsoft Excel • Blocos de *Virtual Water* que permitem medição em uma profundidade de 15 mm.

Parâmetro	Tolerância	Equipamento
IMRT plan delivery output (Saída da aplicação do plano IMRT)	Medição da câmara de ionização em até ±2% da dose calculada do sistema de planejamento	• Objeto simulador *Tomo* • Câmara de ionização • Eletrômetro
Static open-field output (Saída estática de campo aberto)	Medição da câmara de ionização em até ±2% dos valores de base	• Conjunto de blocos (15 cm x 55 cm x espessura variável) de *Virtual Water* • Câmara de ionização • Eletrômetro
Monitor chamber constancy (Constância da câmara de monitoramento)	Exibições cumulativas de Dose1 e Dose2 no TDC correspondem em até 2%	N/D

Variação da saída rotacional e perfil transversal

O TG-148 foi publicado em 2010. No momento da redação do TG-148, e antes da introdução do Sistema de controle de dose, a maioria das máquinas à base de tomotherapy apresentou variação de saída com a rotação do gantry. O Sistema de controle de dose ajuda a estabilizar a saída com a rotação do gantry. Consulte “Sistema de controle de dose” (página 58) para obter mais informações.

Os perfis transversais são verificados anualmente em um tanque de água para todas as larguras de campo. Mensalmente, é necessária uma verificação da consistência de pelo menos um tamanho de campo.

A variação da saída rotacional e a consistência dos perfis transversais podem ser facilmente verificadas usando a câmara de monitoramento Dose1 integrada e os detectores de CT por meio do módulo *TQA* **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica), conforme discutido em “Procedimento de variação rotacional” (página 385).

A leitura da câmara de monitoramento Dose1 controla a saída do sistema através do servo de controle de dose. Para um método medir a variação da saída rotacional independente da câmara de monitoramento Dose1, consulte “Métodos alternativos para realizar este teste” (página 390).

Qualidade do feixe

A qualidade do feixe (PDD) é verificada anualmente em um tanque de água para todas as larguras de campo comissionadas. Mensalmente, é suficiente uma verificação de consistência.

A verificação de consistência pode ser realizada com uma câmara de ionização em *Virtual Water* e comparada com a referência de base determinada em “Estabelecer referências de linha de base” (página 283). Ou, o pacote TQA™ Advanced inclui um módulo Step Wedge (Escala de densidade) para verificar a consistência da energia.

O TG-148 recomenda no mínimo uma verificação mensal de PDD. Se você executar a verificação de saída estática diária/semanal com uma câmara de ionização em *Virtual Water*, seria conveniente usar a mesma configuração para verificar a razão de PDD com mais frequência.

Para as medições em *Virtual Water*, siga as etapas em “Configurar e medir a linha de base da qualidade do feixe e saída estática” (página 288). O TG-148 especifica que PDD_{10} ou $TMR^{20}{}_{10}$ deve ser consistente em até de 1% em relação aos valores de base.

DICA: Medições em profundidades maiores são mais sensíveis a alterações de energia, portanto, é útil incluir a medição a 20 cm de profundidade.

OBSERVAÇÃO: A referência das profundidades de 10 cm e 20 cm é obtida do centro da câmara até a superfície da *Virtual Water*.

Para o teste Step Wedge Static (Escala de densidade estática) do *TQA*, siga as instruções no *Manual* do *TQA*. Verifique o resultado de Energy Difference (Diferença de energia) na guia Results (Resultados) do relatório do *TQA*. A definição matemática da Diferença de Energia é fornecida no *Manual* do *TQA*.

Se o teste falhar, verifique a configuração e se o arquivo XML correto está sendo usado.

Se for determinado que a energia precisa ser ajustada, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para solicitar um ajuste de energia. Quando o representante de serviços concluir o ajuste, meça a energia novamente para garantir que ela esteja dentro da tolerância. Um ajuste na energia pode afetar a saída do sistema, os perfis transversais e os perfis longitudinais, portanto, eles devem ser testados novamente após um ajuste de energia.

Perfis longitudinais

Anualmente, os perfis longitudinais são medidos em um tanque de água. Mensalmente, todas as larguras de campos longitudinais devem ser verificadas em *Virtual Water*. Se o tamanho do campo longitudinal não corresponder ao modelo de feixe usado pelo Sistema de planejamento, a sobreposição de uma projeção em relação à próxima e, portanto, a dose do paciente, estará incorreta.

Saída da aplicação do campo aberto estático e do plano IMRT

Uma câmara de ionização calibrada deve ser usada para o campo aberto estático e a QA mensal da saída de aplicação do plano IMRT, e o TG-148 especifica que uma câmara de ionização com número de série diferente ou outro dispositivo de medição deve ser usado para a QA diária/semanal.

A medição de saída estática é uma verificação de consistência *Virtual Water* em relação aos valores de base estabelecidos no comissionamento. Para a QA diária/semanal, a saída estática deve corresponder à referência de base em até ±3%. Para a QA mensal, a tolerância é mais restrita, ±2%.

A medição da saída da aplicação do plano IMRT é uma comparação entre os dados medidos da câmara de ionização e a dose calculada pelo sistema de planejamento. A tolerância recomendada pelo TG-148 é de ±2%. O TG-148 não especifica qual(is) plano(s) deve(m) ser usado(s) para o teste mensal de saída da aplicação do plano IMRT. Se o QA diário/semanal da saída da aplicação do plano IMRT for realizado no objeto simulador *Tomo*, o mesmo procedimento pode ser usado para o QA mensal. Uma opção mais minuciosa seria verificar alguns pontos de dose em todos os planos do objeto simulador *Tomo* no objeto simulador *Tomo* (incluindo os planos *TomoHelical* e *TomoDirect* para todas as larguras de campo, com garras fixas e dinâmicas quando aplicável). Consulte “Calibração absoluta de dose” (página 221) para obter mais informações. A tolerância da Accuray Incorporated para cada medição de dose de ponto nos planos de objeto simulador *Tomo* é consistente com a tolerância da TG-148 para verificação dosimétrica anual, a ±0,06 Gy (isto é, ± 3% de 2 Gy) e ± 3 mm.

Se os resultados não estiverem dentro da tolerância, consulte as sugestões de solução de problemas em “O que fazer se o teste falhar” (página 253).

MVCT

A tabela a seguir lista os testes de MVCT exigidos pelo TG-148 e as interpretações da Accuray Incorporated para as tolerâncias. Esses testes são abordados nas respectivas seções do capítulo sobre Comissionamento.

Parâmetro	Tolerância	Referência	Equipamento necessário
MVCT Image Quality (Qualidade da imagem MVCT)	• Distância entre marcas fiduciais na imagem *CTrue* deve corresponder às distâncias reais em até 2 mm (ou 1 mm se o sistema for usado para SRS/SBRT) • Ruído, uniformidade e contraste consistentes com os valores de base. Se imagens CTrue forem usadas no cálculo da dose, os valores de HU devem ser consistentes no centro e na borda do objeto simulador em até 25 HU. • A terceira linha de furos no bujão de resolução deve estar visível.	"Verificação de qualidade da imagem do CTrue" (página 257)	• Objeto simulador *Tomo* • Plugue de resolução
MVCT density model (Modelo de densidade MVCT)	Se imagens *CTrue* forem usadas no cálculo da dose, verifique os valores de HU para pulmão, osso e água a fim de garantir que estejam dentro da tolerância de 50 HU (para pulmão e osso) ou 30 HU (para água) do modelo de densidade MVCT atual.	"Inserir um modelo de densidade" (página 346)	• Objeto simulador *Tomo* • Inserções de plugue de densidade para objeto simulador *Tomo*

IMPORTANTE: O modelo de densidade MVCT deve ser mantido atualizado se você estiver calculando a dose em imagens MVCT. O recurso adaptativo PreciseART™ calcula a dose nas imagens MVCT.

Teste adicional para garras dinâmicas

Além dos testes recomendados pelo TG-148, também pode ser realizada a QA rotineira de movimentação das garras. Isso pode ser feito usando o módulo TQA Jaw Sweep – Dynamic Jaws module (TQA varredura da garra – garras dinâmicas).

Procedimento de variação rotacional

Visão geral do procedimento de variação rotacional

Referência TG-148:	Variação de saída de rotação (seção V.B.2.d) e Perfis transversais mensais (seção V.B.2.b)
Outros nomes para este teste:	Dosimetria básica
Finalidade:	Verificar se a saída é estável com a rotação do gantry. Verificar se a forma do perfil transversal é consistente com a medição do valor de base.
Método:	Execute o módulo *TQA* Basic Dosimetry (Dosimetria básica).
Especificação da Accuray:	• Variação ≤±2% da saída média • Especificação dos perfis transversais do TG-148: ≤1% de diferença média no núcleo do campo. • Especificação do perfil transversal da Accuray: Gama <1 (para critérios de gama de 2% e 1 mm).
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	Noções básicas de *TQA*

Teoria do procedimento de variação rotacional

Variação da saída rotacional

O TG-148 especifica que a amplitude de variação com a rotação do gantry não deve exceder ±2%. O TG-148 menciona que o sinal da câmara de monitoramento integrada pode ser plotado para determinar a variação da saída rotacional. O módulo de dosimetria básica TQA serve para essa finalidade. Com a mesa fora do furo, todas as lâminas estão abertas e o feixe é executado por 200 segundos enquanto o gantry gira.

O TG-148 foi elaborado antes da introdução do servo de controle de dose. Agora que o sistema possui um servo de controle de dose, a estabilidade da saída com rotação do gantry está substancialmente melhorada. O gráfico **Output Ratio** (Razão de saída) no relatório de dosimetria básica TQA pode ser usado para demonstrar a estabilidade da taxa de contagem do monitoramento. Se o ponto de ajuste no banco de dados para o servo de controle de dose for ajustado pelo técnico de campo, mas o arquivo de referência de Dosimetria básica TQA não for alterado, a alteração da taxa de contagem do monitoramento estará evidente no gráfico **Output Ratio** (Razão de saída). O gráfico **Output Ratio** (Razão de saída) também pode ser usado para monitorar a frequência de pulsos reduzidos.

No entanto, como a câmara de monitoramento Dose1 é usada agora como entrada no servo de controle de dose, o gráfico **Output Ratio** (Razão de saída) no relatório de Dosimetria básica TQA não detectaria um problema na taxa de dose causado por um problema na câmara de monitoramento Dose1. Para um método de medição que não dependa da câmara de monitoramento Dose1, consulte “Métodos alternativos para realizar este teste” (página 390).

Perfil transversal

Os perfis transversais são verificados anualmente em um tanque de água para todas as larguras de campo. Mensalmente, é necessária uma verificação da consistência de pelo menos um tamanho de campo.

A maneira mais fácil de realizar uma verificação de consistência do perfil transversal é usar os detectores integrados e comparar com uma referência específica da máquina estabelecida pelo físico do local no momento do comissionamento. Isso pode ser feito usando o módulo *TQA* Basic Dosimetry (Dosimetria básica).

O gráfico abaixo é um exemplo de um **Raw Exit Detector** (Detector de saída bruta) de um relatório de *TQA* do módulo Basic Dosimetry (Dosimetria básica). O gráfico do **Raw Exit Detector** (Detector de saída bruta) traça os sinais do detector medidos e de referência como uma função do canal do detector.

O gráfico abaixo mostra um exemplo da **Exit Detector Ratio** (Razão do detector de saída) no relatório de Dosimetria básica do TQA. A razão do detector de saída é a razão entre o perfil transversal atual e o de referência multiplicada por 100. Essa comparação relativa pode ser usada para detectar alterações na energia do feixe a partir do tempo em que a máquina foi comissionada. Uma linha plana (razão do detector de saída = 100% para todos os canais) indicaria a correspondência perfeita com o perfil transversal de referência.

A **normalized ratio** (razão normalizada) é a razão do detector de saída menos a razão média mais 100. A razão normalizada representa a compensação de razão para levar em conta quaisquer diferenças líquidas de sinais entre os dados atuais e os dados de referência. A **normalized ratio** (razão normalizada) ajuda o visualizador a se concentrar nas diferenças na forma da curva.

Uma diferença de nível de sinal entre os dados do detector medido e de referência pode indicar que a saída da máquina está fora de tolerância ou simplesmente que a resposta do detector se desviou ao longo do tempo. Às vezes, a resposta do detector se desvia para baixo ao longo do tempo devido a uma perda de pressão do gás. O desvio do sinal do detector não impede que você use a **normalized ratio** (razão normalizada) para verificar a forma do perfil transversal.

A radiação “bremmstrahlung” de energia mais alta tende a ser mais direcionada para a frente. Consequentemente, um perfil transversal de picos mais acentuados corresponde a um feixe de energia mais alta. Quando a razão entre os perfis medido e de referência é traçada, uma forma “^” indica que o perfil atual do detector tem picos acentuados do que o de referência, o que significa que a energia atual é mais alta do que a de referência. Reciprocamente, uma forma “v” indica que o perfil atual do detector tem picos menos acentuados do que o de referência, o que significa que a energia atual é mais baixa do que a de referência. Dessa maneira, a forma do perfil transversal pode servir como um indicador secundário da energia do feixe.

No entanto, Jeraj (2004) demonstrou que alterações no perfil transversal também podem ser atribuídas a mudanças nas propriedades de dispersão do feixe.

O sinal nos canais mais centrais do detector e dos canais periféricos é sensível ao alinhamento do sistema. Se o detector ou o LINAC for substituído, ou se a posição for ligeiramente alterada durante o serviço, a razão entre os perfis medido e de referência do detector pode exibir picos nos canais centrais e nos canais periféricos. Esses picos geralmente podem ser ignorados ao avaliar a **normalized ratio** (razão normalizada). Se desejado, uma nova referência pode ser coletada após a próxima QA anual para remover os picos.

Para ilustrar como os resultados de perfis transversais podem ser interpretados, são fornecidos exemplos de resultados de variação rotacional abaixo.

1. A primeira linha mostra uma razão normalizada do detector de saída aceitável.
2. Na segunda linha, pode-se observar uma razão normalizada do detector de saída em forma de “^”. O resultado ultrapassa a especificação de ±1% do TG-148. Testes de PDD adicionais devem ser realizados porque a energia pode ser mais alta do que na referência.
3. Na terceira linha, pode-se observar uma razão normalizada do detector de saída em forma de “v”. Testes de PDD adicionais devem ser realizados porque a energia pode ser mais baixa do que na referência.

Resultados de amostra	Razão do detector de saída
Resultado para aprovação	
Energia pode ser mais alta do que a de referência	

Resultados de amostra	Razão do detector de saída
Energia pode ser mais baixa do que a de referência	

Métodos alternativos para realizar este teste

Outros procedimentos que usam dados de câmaras e detectores integrados

Um teste semelhante que usa as câmaras de monitoramento e os detectores integrados, chamado procedimento de variação de rotação J48 (também conhecido como “rotvar”), é utilizado pelo pessoal de serviço da Accuray para ajustar a saída e a energia do feixe. Os resultados de variação rotacional são comparados com uma referência específica da máquina que foi medida pela Accuray durante os testes de especificação iniciais.

O módulo *TQA Daily QA* (QA diária) também pode ser usado para realizar este teste. Gráficos de **Output Ratio** (Razão de saída) e **Exit Detector Ratio** (Razão do detector de saída) são incluídos no relatório do *TQA*.

Variação da saída rotacional com câmara de ionização

Uma alternativa ao uso das câmaras de monitoramento para medir a variação da saída rotacional e medir a variação da saída com a rotação do gantry usando uma câmara de ionização no isocentro. A câmara de monitoramento Dose 1 é usada para controlar a dose por meio do servo de controle de dose; portanto, o teste é mais robusto quando uma câmara de ionização independente é usada.

Uma configuração adequada para esse teste é usar a câmara A17 conectada ao Canal 8 (o canal de alto alcance) do Tomo-Electrometer e ao software TEMS. A mesa deve estar fora do furo para evitar a

dependência da atenuação da mesa do ângulo do gantry, portanto, este teste exigirá uma configuração especial para oferecer suporte à extremidade inferior da câmara.

Quando a variação rotacional é medida com as câmaras de monitoramento integradas, ela não é sensível à posição das garras. Quando a variação rotacional é medida com uma câmara de ionização, o resultado é sensível à variação na posição das garras com a rotação do gantry. (Os módulos *TQA* **Airscan** e QA diária verificam a estabilidade das garras com a rotação do gantry usando os detectores de CT integrados.)

IMPORTANTE: Se o relatório TQA listar uma **Peak-to-Peak Fluence Variation** (Variação de fluência pico a pico) que exceda 0,4 mm, entre em contato com o Atendimento da Accuray.

Perfil transversal

Além dos detectores integrados, um dispositivo de matriz de tamanho adequado pode ser usado para uma verificação de consistência mensal do perfil transversal. O resultado deve ser comparado com uma referência medida com o mesmo dispositivo quando se sabia que a máquina estava bem comissionada.

Descrição XML

Nome do teste: Módulo *TQA Basic Dosimetry* (Dosimetria básica de TQA)	
Onde obter o XML	Este arquivo XML pode ser baixado usando o módulo *TQA Basic Dosimetry* (Dosimetria básica de TQA).
Nome do paciente	**zzzzzzz Dosimetria básica de TQA (RotVar J7 mm)**
Descrição do procedimento	Feixe de transmissão J7 mm 10 vinte s rotação
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado	Nenhum
Translação da mesa durante o procedimento	Nenhum
Gantry	20 s/rotação
Garras	J07 (largura do campo nominal de 1 cm)
MLC	Todo aberto
Tempo de ativação do feixe	200 s

Configurar e aplicar o teste

Execute o procedimento *TQA Basic Dosimetry* (Dosimetria básica de TQA) com a mesa fora do furo. Consulte as instruções no *TQA User Manual* (Manual do usuário do TQA).

Analisar o resultado

Abra o relatório do *TQA* e clique na guia **Graphs** (Gráficos).

Variação da saída rotacional

O gráfico **Normalized Output** (Saída normalizada) mostra o sinal de Dose1 bruta normalizado para que seu valor médio seja de 100%, como uma função do pulso LINAC. (Para o feixe de tratamento, há 300 pulsos LINAC por segundo. Para um procedimento de 200 segundos, há 60.000 pulsos do LINAC. Um fator de compactação de dados de 10 é aplicado para que 6.000 pulsos sejam traçados em 200 segundos).

Observe o gráfico **Normalized Output** (Saída normalizada) para garantir que a saída permaneça na faixa de 98% a 102%. É normal ver alguns pulsos reduzidos. Como todos os procedimentos de tratamento incluem um aquecimento de 10 segundos (300 pulsos no gráfico), ruídos no início do procedimento não afetam os tratamentos de pacientes.

Este gráfico é útil para verificar a estabilidade do sinal Dose1 durante o procedimento. Se você estiver interessado em comparar o nível do sinal medido com o nível do sinal de referência, use o gráfico **Output Ratio** (Razão de saída).

Perfil transversal

Para verificar se o perfil transversal atende à especificação do TG-148, verifique se a opção **Normalized Ratio** (Razão normalizada) no gráfico **Exit Detector Ratio** (Razão do detector de saída) está na faixa de 99% a 101%.

O relatório do TQA também inclui um gráfico **Gamma Index** (Índice gama), com critérios de 2% e 1 mm. Para verificar se o perfil transversal atende à especificação de gama da Accuray, assegure que gama seja inferior a 1 para todos os canais.

O que fazer se o teste falhar

Variação da saída rotacional

Se a amplitude da variação da saída rotacional exceder 2% ou se o desvio da dose ou o número de pulsos reduzidos for excessivo, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para ajustar a linha do feixe.

Perfil transversal

Nível de sinal

Um pequeno desvio percentual do sinal do detector em relação à referência normalmente não constitui uma preocupação se as medições com uma câmara de ionização externa indicarem que a saída da máquina está dentro da tolerância. Se o desvio do sinal do detector parecer excessivo ou se o desvio for acompanhado de uma degradação da qualidade da imagem, informe o representante de serviços. A pressão do gás do detector pode ter de ser verificada.

IMPORTANTE: Se o desvio do sinal do detector for acompanhado por um desvio semelhante na saída da máquina, conforme medido por uma câmara de ionização externa, as câmaras de monitoramento integradas podem precisar ser substituídas. Entre em contato com o Suporte de física da Accuray para obter mais informações sobre esta situação.

Formato do perfil

Se **Normalized Ratio** (Razão normalizada) no gráfico **Exit Detector Ratio** (Razão do detector de saída) estiver fora de tolerância, isso normalmente indica uma alteração na energia a partir dos dados de referência. Use medições de PDD para verificar a qualidade do feixe.

Se houver falha nos perfis transversais, mas os PDD estiverem dentro da tolerância, pode ser que a referência de *TQA* **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica) não represente o estado desejado do feixe. Você pode medir os perfis transversais em um tanque de água e considerar gerar uma nova referência de **Basic Dosimetry** (Dosimetria básica) quando a próxima QA anual for confirmada como aprovada.

Perfis longitudinais em Virtual Water

Visão geral do teste de perfis longitudinais

Referência TG-148:	Perfis longitudinais mensais (V.B.2.c)
Outros nomes para este teste:	Perfis topográficos

Finalidade:	Verificar se os perfis longitudinais para cada largura de corte são consistentes com os dados de referência.
Método:	Com um gantry estático, use a mesa para transportar uma câmara de ionização através do feixe e traçar os dados resultantes.
Especificação da Accuray:	Perfis longitudinais medidos à profundidade de 15 mm: • Perfis simétricos: O FWHM está dentro de 1% do FWHM de referência. Gama <1 em um intervalo de três vezes a largura do campo (critério do gama: Diferença de dose de 2% e largura do campo de 1% para a distância até concordância (DTA)) • Perfis assimétricos para sistemas com garras dinâmicas: gama <1 em uma faixa de três vezes a largura do campo (critérios de gama: Diferença de dose de 3% e DTA de 0,5 mm)
Amostra da imagem do resultado:	
Equipamento necessário:	• Câmara de ionização, eletrômetro e software para traçar os dados medidos • *TQA Advanced* (TQA Avançado) ou computador com Microsoft Excel

Teoria do teste de perfis longitudinais

A maioria dos sistemas com garras fixas possui três larguras de campo disponíveis que precisam ser comissionadas e testadas regularmente. Os sistemas com garras dinâmicas possuem um total de dez larguras de campo disponíveis que precisam ser encomendadas e testadas. O *TQA Advanced* (TQA Avançado) inclui um módulo **Field Width – Dynamic Jaws** (Largura do campo – garras dinâmicas) que pode coletar convenientemente todas as dez larguras de campo em uma execução de procedimento.

OBSERVAÇÃO: O procedimento do módulo *TQA* **Field Width – Dynamic Jaws** (Largura do campo – garras dinâmicas) é adequado apenas para coleta de dados no *Virtual Water* ou no Sun Nuclear *Solid Water*, não em um tanque de água. Devido ao peso do tanque de água, os perfis de tanque de água devem ser coletados com uma mesa estática e um braço de varredura móvel conforme discutido em “Perfis do feixe de medição” (página 195). Isso ajuda a evitar variação na quantidade de inclinação da mesa durante a coleta de dados.

O procedimento envolve a execução de um feixe de 0° na largura de campo especificada, com uma câmara de ionização na *Virtual Water* na mesa. A superfície da *Virtual Water* é de 850 mm SSD, e a câmara tem 15 mm de profundidade.

Para reduzir a irradiação da haste da câmara, apenas as 40 lâminas centrais são abertas, projetando para uma largura de campo transversal de aproximadamente 250 mm. A mesa faz a translação a 1 mm/s, efetivamente escaneando a câmara através do feixe enquanto os dados são coletados usando o eletrômetro e traçados usando o software de medição. Os gráficos resultantes podem ser comparados com os dados de referência no *TQA* ou *Microsoft Excel*. Os dados de referência são fornecidos pela Accuray e são específicos de seu modelo de feixe.

OBSERVAÇÃO: Os perfis medidos em água plástica podem ser ligeiramente diferentes dos perfis medidos em um tanque de água, devido a diferenças no meio de coleta, propriedades de dispersão e desempenho do braço de varredura. A Accuray usa os mesmos dados de referência para perfis no *Virtual Water*, *Solid Water* e no tanque de água.

Métodos alternativos para realizar este teste

Dispositivos de matriz (diodo típico ou espaçamento da câmara ≥5 mm) geralmente não têm resolução suficiente para medir perfis longitudinais com tolerâncias submilimétricas.

É difícil obter medições de tamanho de campo com filme. O tamanho FWHM do campo é sensível à calibração do filme e é difícil comparar com a referência medida com uma câmara de ionização.

Descrição XML

Perfis longitudinais em Virtual Water — Apenas larguras de campo estático	
Onde obter o XML	O arquivo **zzzzz_TQA_Topo_Profile_10_25_50mm.xml** pode ser baixado do módulo **Field Width** (Largura de campo) do software *TQA*. Mesmo se não planeja analisar as larguras de campo estático no *TQA*, você pode usar o XML do *TQA*. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray em relação ao XML se não tiver acesso ao *TQA*.
Nome do paciente	**zzzzzzz Módulo de largura de campo TQA (Topo)**

Perfis longitudinais em Virtual Water — Apenas larguras de campo estático	
Descrição do procedimento	FW50 mm (J42 mm) 600 mm configurarparaPronto 200 segundos FW25 mm (J20 mm) 600 mm configurarparaPronto 200 segundos FW10 mm (J7 mm) 600 mm configurarparaPronto 200 segundos
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado	600 mm
Translação da mesa durante o procedimento	1 mm/s para uma distância total de 200 mm
Gantry	Fixo em 0°
Garras	Fixas em J42 (nominal 50 mm), J20 (nominal 25 mm) ou J07 (nominal 10 mm)
MLC	Lâminas 13-52 (40 lâminas centrais) abertas
Tempo de ativação do feixe	200 s

Perfis longitudinais em Virtual Water — garras dinâmicas	
Onde obter o XML	O arquivo XML pode ser baixado do módulo **Field Width** (Largura de campo) do software *TQA*.
Nome do paciente	**zzzzz Garras dinâmicas de largura do campo de TQA**
Descrição do procedimento	Varreduras Topográficas de 80 segundos
Movimento da mesa no IEC Y quando Pronto é pressionado	660 mm
Translação da mesa durante o procedimento	9 passagens consecutivas da mesa através do feixe a 1 mm/s, cada uma com uma distância total de 80 mm. A mesa se retrai para a posição inicial de ativação do feixe entre cada fragmento.
Gantry	Fixo em 0°

Perfis longitudinais em Virtual Water — garras dinâmicas	
Garras	1. Fixo em J42 (50 mm nominal) 2. Fixo em J20 (25 mm nominal) 3. Fixas em J14 4. Fixo em J07 (10 mm nominal) 5. Assimétricas em J20 no lado -IEC Y (**backJawIECMm** (garra posterior)= -1 mm; **frontJawIECMm** (garra frontal) = -21 mm) 6. Assimétricas em J20 no lado +IEC Y (**backJawIECMm** (garra posterior) = 21 mm; **frontJawIECMm** (garra frontal) = 1 mm) 7. Assimétricas em J14 no lado -IEC Y (**backJawIECMm** (garra posterior)= -7 mm; **frontJawIECMm** (garra frontal) = -21 mm) 8. Assimétricas em J14 no lado +IEC Y (**backJawIECMm** (garra posterior) = 21 mm; **frontJawIECMm** (garra frontal) = 7 mm) 9. Em uma passagem da mesa através do feixe: Assimétricas em J07 no lado -IEC Y (**backJawIECMm** (garra posterior) = -14 mm; **frontJawIECMm** (garra frontal) = -21 mm), seguido por assimétricas em J07 no lado +IEC Y (**backJawIECMm** = 21 mm; **frontJawIECMm** (garra frontal) = 14 mm)
MLC	Lâminas 13-52 (40 lâminas centrais) abertas
Tempo de ativação do feixe	(9 fragmentos)*(80 segundos)/fragmento = 720 segundos de tempo total do feixe

Configurar e aplicar o teste

Se possuir o *Advanced TQA*, siga as instruções no *TQA User Manual* (Manual do usuário do TQA) para os módulos Field Width (Largura do campo) ou Field Width-Dynamic Jaws (Largura do campo – garras dinâmicas).

Se você não tiver o *Advanced TQA* ainda poderá usar as instruções de configuração e aplicação do módulo Field Width (Largura de campo) no *TQA User Manual(Manual do usuário do TQA)* mas precisará usar um método alternativo para a análise. Consulte “Analisar sem software TQA” (página 399).

Analisar o resultado

Analisar com software *TQA*

Os módulos *TQA* **Field Width** (Largura de campo) ou **Field Width – Dynamic Jaws** (Largura do campo – garras dinâmicas) podem ser usados para analisar os resultados de perfis longitudinais, conforme descrito abaixo.

1. Verifique se os dados de referência de largura de campo apropriados para seu modelo de feixe estão carregados no software *TQA*. Os dados de referência podem ser solicitados ao Atendimento ao cliente da Accuray.
2. Na página **Results** (Resultados) do relatório de *TQA*, verifique se cada **Field Width Percent Difference** (Diferença percentual de largura de campo) das larguras de campos simétricos não excede ±1%.

OBSERVAÇÃO: A Accuray Incorporated não especifica uma tolerância de diferença percentual para as larguras de campos assimétricos. Para obter mais informações, consulte “Explicação das tolerâncias da Accuray Incorporated” (página 197).

3. Na página de **Results** (Resultados) do relatório de *TQA*, verifique se o **Gamma Index** (Índice gama) é inferior a 1 para todas as larguras de campos simétricos e assimétricos.

   Se houver falha no **Gamma Index** (Índice gama) para algum perfil, verifique o gráfico correspondente na guia **Graphs** (Gráficos) para ver onde ocorreu a falha. É possível lidar com falhas devido a pulsos reduzidos executando o procedimento novamente. Se a falha de gama ocorrer na região da cauda de um perfil, desconsidere-a se os dados medidos ou de referência não existirem no local da falha.

4. Para o módulo não dinâmico, é possível comparar as larguras de campo medidas e de referência (projetadas no isocentro) na guia **Misc** (Miscelânea).

OBSERVAÇÃO: Na guia **Misc** (Miscelânea) do módulo de largura de campo estático do *TQA*, o *TQA* multiplica os valores de FWHM medidos e de referência por 86,5/85 para projetar cada um deles no isocentro.

Analisar sem *software TQA*

1. No software TEMS, normalize o perfil em 100% clicando em **Analyze > Normalize Data** (Analisar > Normalizar dados).
2. Como o TEMS não recebe dados diretamente da máquina, informe ao TEMS quão rápido a mesa estava se movendo clicando em **Analyze > Couch Velocity** (Analisar > Velocidade da mesa) e ajuste o valor em 1 mm/s para corresponder ao procedimento XML.
3. No canto superior direito da tela, selecione a escala da **Translation Position** (Posição de translação) para o eixo horizontal do gráfico.
4. Para determinar o FWHM do perfil, clique em **Analyze > Full Width % Max** (Analisar > % Máx. da largura total) e defina o valor como 50%. É possível ler o resultado da linha de saída do canal apropriado na parte inferior da tela.
5. Compare o FWHM medido com o FWHM de referência para garantir que eles correspondam em até ±1%.

   Assegure a consistência entre as condições dos dados medidos e de referência:

   - Perfis longitudinais são sempre medidos em 850 mm SSD e 15 mm de profundidade.
   - Perfis de referência foram medidos e traçados em 850 mm SSD e 15 mm de profundidade.
   - O TEMS informa o FWHM do perfil medido (não projeta para o isocentro).

   Entre em contato com o Suporte da Accuray para determinar a referência de FWHM para seu modelo de feixe – esclareça se os valores são citados nas condições de medição ou após a projeção no isocentro.
6. Se desejar, você também pode salvar seus dados de perfis medidos no formato **.csv** e compará-los com os dados do tanque de água do TCOM (Comissionamento do tratamento) no *Microsoft Excel*. Consulte “Analisar o resultado” (página 212).

O que fazer se o teste falhar

A seguir, alguns possíveis motivos para falhas de perfis longitudinais e as ações recomendadas:

- SSD ou profundidade da câmara incorreto. Obtenha uma imagem *CTrue* para confirmar a sua configuração (850 mm SSD, 15 mm de profundidade em *Virtual Water*).
- Alinhamento do LINAC ao MLC ou às garras muito próximo ao limite das respectivas tolerâncias. Isso pode ser um problema especialmente

para sistemas com garras dinâmicas. Verifique seus registros de QA recentes desses testes ou repita-os de acordo com as instruções no capítulo Comissionamento.

- O feixe não está alinhado com o plano de rotação do gantry (execute o filme de planaridade do feixe como descrito em “Planaridade do feixe” (página 143)“Planaridade do feixe” (página 143)).
- Energia incorreta. Verifique se mediu a qualidade do feixe (PDD) primeiro, conforme descrito em “Qualidade do feixe” (página 381).
- O sistema requer um ajuste de largura das garras ou do tamanho do ponto. (O tamanho do ponto afeta a forma do campo.) Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para solicitar que um representante de serviços faça o ajuste. Em seguida, repita todas as medições de perfis longitudinais para garantir que elas sejam aprovadas. Se o tamanho do ponto for ajustado, você também deve repetir a verificação de qualidade do feixe e do perfil transversal. Se a largura das garras for ajustada, verifique também a saída do sistema.

OBSERVAÇÃO: Os ajustes de largura de campo e tamanho de ponto afetarão a aplicação da máquina em todas as larguras de campo. Não há parâmetros ajustáveis que afetem apenas uma largura de campo. O representante de serviços ajustará a largura de campo e o tamanho do ponto para obter um resultado de aprovação para todas as larguras de campo comissionadas. As larguras de campo individuais podem variar de forma diferente dentro de suas tolerâncias.

QA trimestral

- Visão geral 401
- Relevância dos Testes de sincronização para módulos de TQA 402

Visão geral

Os testes de QA trimestrais prescritos pelo TG-148 são descritos na tabela a seguir. A Tabela IV do TG-148 lista os testes trimestrais de QA recomendados, que são divididos em dois subgrupos: Sincronicidade e MVCT. A QA trimestral TG-148 inclui uma verificação da dose de MVCT (apresentada em “Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257)) e vários testes de sincronicidade do sistema de tratamento (apresentados em “Testes de sincronização” (página 303)). Os testes de sincronização avaliam a sincronização dos subsistemas mesa, gantry e aplicação de radiação para não serem confundidos com a opção e os recursos do Synchrony®.

IMPORTANTE: O filme de disparo em estrela estático é o mais crítico dos testes trimestrais de sincronização. Execute o teste de filme de disparo em estrela estático trimestralmente e após qualquer manutenção do sistema de posicionamento do gantry. Os representantes de serviço da Accuray não executam o filme de disparo em estrela estático.

Seção do teste	Nome do teste	Finalidade do teste
“Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257)	Dose MVCT	Dose para uma varredura fina não excede 3 cGy
“Translação da mesa” (página 305)	Translação da mesa	A translação da mesa e a abertura da lâmina do MLC são sincronizadas.
“Teste de disparo em estrela estático” (página 310)	Disparo em estrela estático	As lâminas se abrem nos ângulos esperados para um procedimento estático.
“Teste de disparo em estrela helicoidal” (página 319)	Disparo em estrela helicoidal	As lâminas se abrem nos ângulos esperados para um procedimento helicoidal.
“Uniformidade da velocidade da mesa” (página 328)	Uniformidade da velocidade da mesa	A velocidade da mesa é constante ao longo do procedimento.

Relevância dos Testes de sincronização para módulos de *TQA*

O módulo *TQA* **Step Wedge Helical** (Escala de densidade helicoidal) tem relevância para o teste de filme de disparo em estrela helicoidal, embora o módulo de *TQA* monitore diferentes aspectos da sincronicidade da aplicação helicoidal que faz o filme de disparo em estrela helicoidal. No módulo **Step Wedge Helical** (Escala de densidade helicoidal), a escala de densidade de alumínio na mesa faz a translação através do feixe enquanto o gantry gira. Os dados do detector integrado são analisados automaticamente pelo *TQA*. O relatório inclui parâmetros para monitorar a constância da sincronicidade da mesa/gantry, a velocidade do gantry e o tempo de abertura/fechamento das lâminas do MLC. Todos os parâmetros são relativos a verificações de constância, em comparação com uma referência criada quando a máquina foi comissionada. Para obter detalhes teóricos e instruções de aplicação, consulte o Manual do *TQA*.

O módulo *TQA* **Step Wedge Static** (Escala de densidade estática) é semelhante à versão helicoidal, mas com um gantry estático a 0°. A Accuray recomenda usar o módulo *TQA* **Step Wedge Static** (Escala de densidade estática) para verificar a constância da uniformidade de velocidade da mesa.

O módulo *TQA* **Step Wedge Static** (Escala de densidade estática) também tem alguma relevância para o teste de filme de disparo em estrela estático. Se o ângulo do gantry deste teste se desviou significativamente de 0°, isso pode afetar os resultados do módulo *TQA* **Step Wedge Static** (Escala de densidade estática). No entanto, o filme de disparo em estrela estático é uma ferramenta muito importante para verificar a calibração do gantry e o teste de filme não deve ser negligenciado.

QA anual

- Visão geral 403
- Calibração de dose TG-51 404
- Teste ponta a ponta com base em objeto simulador 405

Visão geral

Os testes de QA anual conforme prescrito na Tabela V do TG-148 são muito semelhantes aos testes iniciais de comissionamento abordados no capítulo sobre Comissionamento. A ordem dos testes listados no capítulo Comissionamento deve ser mantida para ajudar a reduzir a dependência de testes anteriores para testes posteriores:

1. Todos os testes de alinhamento de linha do feixe, lasers e mesa no fluxo de trabalho de comissionamento devem ser realizados anualmente, exceto o subconjunto de testes de alinhamento da mesa que são realizados mensalmente.
2. PDD, perfis longitudinais e perfis transversais devem ser medidos anualmente em um tanque de água.
3. Os planos do objeto simulador *Tomo* devem ser mensurados anualmente para todas as larguras de campo, com os critérios de 3% e 3 mm para todos os planos.
4. O TG-148 recomenda uma “calibração” anual do sistema de tratamento, que inclui uma medição estática em um tanque de água (para o qual não há valor de referência, portanto, não é usado para calibrar o sistema de tratamento) e uma medição da aplicação do plano IMRT no objeto simulador *Tomo* que pode ser comparada com o valor gerado pelo Sistema de planejamento de tratamento *Precision* (essa medição é muito semelhante à do plano de calibração de dose do objeto simulador *Tomo* com a largura de campo de 5 cm).
5. A importação de imagens e estruturas de CT para o sistema de planejamento deve ser verificada conforme discutido em “Verificar a integridade da importação de dados para o TPS” (página 341).
6. O TG-148 também recomenda um teste anual de ponta a ponta de todo o fluxo de trabalho do paciente em um objeto simulador para verificar a coincidência de coordenadas de imagens e tratamento. Consulte “Teste ponta a ponta com base em objeto simulador” (página 405).
7. O TG-148 recomenda usar um serviço externo para a verificação independente de doses via TLD anualmente. Consulte a seção V.B.5.c do TG-148.

8. O TG-180 recomenda a verificação da dose de imagem no momento da aceitação, anualmente e após cada atualização do sistema. Consulte “Dose de geração de imagens kV” (página 332).

Calibração de dose TG-51

Conforme discutido na seção Visão geral do comissionamento, o protocolo TG-51 não é diretamente aplicável ao sistema de tratamento *TomoTherapy*. O Apêndice A do TG-148 é uma planilha passo a passo com as modificações apropriadas para medir as saídas estática e rotacional.

A saída estática deve ser determinada para um tamanho de campo de 5 cm x 10 cm em um tanque de água. Você precisará criar seu próprio arquivo XML para este procedimento, semelhante ao procedimento XML descrito em “XML para Linha de base da qualidade do feixe e da saída estática” (página 287). O Accuray *Precision* System não calcula a saída esperada para um procedimento com uma mesa estática e MLC estático. Após seguir as etapas no Apêndice A do TG-148 para medir a dose por minuto para um campo estático com 10 cm de profundidade e em d_{max}, não há valor de expectativa com o qual seja possível comparar sua medida. Portanto, a medição estática não será usada para ajustar a máquina nem determinar o quão bem ela está calibrada. O TG-148 reconhece que o uso desta medida de saída estática é limitado, mas considera que o exercício vale a pena para determinar um parâmetro de feixe básico e satisfazer regulamentos estaduais.

A saída IMRT deve ser determinada no objeto simulador *Tomo*, em um plano semelhante ao plano do objeto simulador *Tomo* com a largura de campo de 5 cm. Se seu sistema estiver configurado para tratamentos *TomoHelical*, um plano de tratamento helicoidal deve ser usado para este teste. O TG-148 especifica que a medição da câmara de ionização, quando convertida em dose de acordo com o formalismo descrito no Apêndice A do TG-148, deve corresponder à dose planejada em até ±1%. Consulte detalhes na Seção V.B.5.b do TG-148.

No método de cálculo da dose do TG-148 para planos helicoidais, o fator k_{pcsr} é geralmente uma correção muito pequena. O TG-148 não inclui um fator análogo para a modalidade de tratamento *TomoDirect*. Ao executar o teste de aceitação, o Accuray assume que $k_{pcsr} = 1$.

Teste ponta a ponta com base em objeto simulador

Este teste verifica a geometria do processo ponta a ponta do tratamento do paciente. Consulte a seção VI.B.1.b do TG-148.

O teste pode ser realizado no objeto simulador *Tomo* ou em um dispositivo de matriz e as etapas devem incluir:

1. Faça a varredura do objeto simulador, por exemplo, em seu objeto simulador de CT.
2. Planeje o objeto simulador no Sistema de planejamento de tratamento *Precision*.
3. Posicione o objeto simulador na mesa de tratamento.
4. Adquira uma imagem de verificação da configuração do *CTrue*.
5. Registre a imagem *CTrue* na imagem de planejamento.
6. Aplique os resultados do registro.
7. Trate o objeto simulador, enquanto mede a distribuição da dose com filme ou um dispositivo de matriz.
8. Compare as distribuições das doses medida versus planejada, com atenção especial à posição da distribuição de dose.

   A tolerância para a coincidência das coordenadas de tratamento e de imagens é de 2 mm, se o sistema não for utilizado para SRS ou SBRT, ou de 1 mm, se o sistema for usado para SRS ou SBRT.

QA pós-serviço

- Introdução 406
- Considerações pós-serviço 407
- Autotransferência 417

Introdução

Este capítulo descreve as responsabilidades de QA pós-serviço do físico do local. Para determinados tipos de substituições de peças que provavelmente afetem o alinhamento do sistema, um representante de serviços executa um conjunto limitado de testes pós-serviço prescrito pela Accuray. Esses testes se destinam a restaurar o alinhamento do sistema de acordo com as especificações da Accuray. Quando aplicável, um representante de serviços também pode realizar o ajuste básico da linha do feixe usando um procedimento de variação rotacional. Conforme discutido em “QA mensal” (página 379), o procedimento de variação rotacional pode ser usado para ajustar a saída e a energia do sistema para serem consistentes com a referência específica do local de taxas de contagem da câmara de monitoramento e da forma do perfil do detector de CT.

IMPORTANTE: O físico do local não deve confiar nos resultados de QA pós-serviço do representante de serviços. O representante de serviços não realiza a verificação da dose absoluta com uma câmara de ionização em relação aos valores no sistema de planejamento de tratamento. Após a manutenção da máquina, o físico do local deve executar de forma independente todos os testes de física pós-serviço aplicáveis.

O representante de serviços informará o físico do local quando o serviço estiver concluído. Após o representante de serviços concluir o serviço e os testes aplicáveis, o físico do local deve realizar testes para determinar se a máquina está no estado comissionado apropriado para aplicar tratamentos a pacientes. O físico do local pode solicitar que o representante de serviços faça ajustes conforme indicado pelos resultados da QA de física. Em seguida, o físico do local teria de verificar o ajuste com verificações adicionais.

IMPORTANTE: A Accuray Incorporated não determina quando uma máquina está pronta para tratar pacientes. Essa decisão cabe ao físico do local.

Este capítulo se concentra principalmente em reparos do sistema. A Accuray normalmente fornece recomendações específicas de QA se houver uma importante atualização do sistema.

As tarefas de QA pós-serviço ficam a critério do físico do local. A Tabela VI do TG-148 fornece um conjunto mínimo de recomendações no caso de substituição do magnétron/SSM, LINAC/alvo, estrutura das garras ou MLC.

O físico do local deve conversar com o representante de serviços e/ou o Atendimento ao cliente da Accuray para determinar quais aspectos do sistema podem ter sido afetados pelo serviço e, em seguida, executar a QA desses aspectos. A próxima seção fornece algumas perguntas para ajudar a orientar sua conversa com o representante de serviços.

Considerações pós-serviço

A lista de perguntas a seguir não é completa, mas ajudará a determinar alguns testes de QA relevantes para os eventos de serviço mais comuns. Os testes relevantes devem ser realizados para todas as perguntas aplicáveis para as quais a resposta seja “sim”. A maioria dos serviços incluirá mais de uma categoria.

A seguir, um conjunto mínimo de recomendações. Testes adicionais podem ser necessários de acordo com o serviço específico executado e a critério do físico do local.

As garras, o MLC ou o LINAC foram movidos?

A movimentação do LINAC, MLC ou das garras inclui a substituição desses componentes ou a remoção temporária deles para acessar outros componentes. Por exemplo, o MLC deve ser removido temporariamente para acessar as garras para fins de serviço.

O físico do local deve realizar os testes de alinhamento do sistema a seguir:

- “Língua e ranhura do MLC (MLC TG)” (página 128)
- Teste de deslocamento das garras para um sistema sem garras dinâmicas (“Deslocamento da garra” (página 133)) ou o módulo *TQA* **Jaw Sweep – Dynamic Jaws** (Varredura da garra – garras dinâmicas) para um sistema com garras dinâmicas
- “Planaridade do feixe” (página 143)
- “Configuração do centro do campo versus garra” (página 189) (se houve manutenção da estrutura das garras)
- “Centro de rotação (COR) do MLC” (página 184) (se o MLC foi movido ou substituído)
- “Perfis longitudinais em Virtual Water” (página 393)

Alguns resultados são interdependentes (especialmente a planaridade do feixe e os perfis longitudinais), portanto, os resultados devem ser confirmados como aprovados após o ajuste final.

IMPORTANTE: Se você usar o software Delivery Analysis, execute os planos de calibração do Delivery Analysis após substituição do LINAC.

OBSERVAÇÃO: Uma ligeira alteração no alinhamento do feixe, mesmo que o alinhamento do sistema esteja dentro da tolerância antes e depois do serviço, pode resultar em picos no gráfico das razões dos detectores de saída, conforme discutido em “Perfil transversal” (página 386). Isso geralmente não indica um problema no sistema.

Algum dos componentes de imagem kV foi movido ou substituído?

Se algum componente de imagem em kV tiver sido movido ou substituído, é recomendável que o físico do local execute as seguintes tarefas de garantia de qualidade. Consulte “Verificação de qualidade de geração de imagens kV” (página 331).

- Verifique a energia e a saída do feixe de imagem kV.
- Verifique a fonte para o alinhamento do detector do feixe de imagem kV.
- Verifique o alinhamento do feixe de imagem kV com o feixe MVCT.

Se você precisar verificar o alinhamento entre a fonte e o detector, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray e trabalhe com o técnico de campo, que pode ajudá-lo com o software interno.

A coincidência de coordenadas de imagem e tratamento pode ser confirmada diariamente para cada uma das modalidades de rastreamento, rastreando um objeto simulador estacionário e confirmando que o rastreamento de posição mostra que o mesmo não está se movendo. Primeiro verifique a posição do objeto simulador com uma imagem *CTrue* e confirme se os valores de rastreamento permanecem dentro de ± 0,5 mm da posição conhecida.

Alguma mudança foi feita que possa afetar a dose do feixe, a energia ou o tamanho do ponto?

Se um representante de serviços ajustou a linha do feixe ou se os componentes envolvidos na produção ou colimação do feixe (por exemplo, LINAC, magnétron, garras) foram substituídos, o físico do local deve realizar o seguinte:

- Verificação Mensal de Parâmetros do Feixe, conforme descrito na tabela “Parâmetros do feixe” (página 380).
- Nova execução de um ou mais planos de QA de paciente para garantir que ainda sejam aprovados.
- Os feixes de imagem e tratamento possuem parâmetros de ajuste separados. Uma substituição de LINAC ou magnétron afetaria tanto os feixes de imagem como de tratamento. Se o feixe de imagem pode ter sido afetado (devido ao ajuste do feixe de imagem ou a uma substituição de peças), o físico do local também deve realizar a verificação de dose de imagem de MVCT, conforme discutido em

“Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257). Verifique também o modelo de densidade de MVCT se estiver calculando a dose em imagens *CTrue*.

DICA: Se a Calibração do número da CT não for bem sucedida devido a uma grande alteração nos números de CT, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter assistência. Após um evento de serviço, pode ser necessário que o representante de serviços ajuste manualmente os parâmetros de escalonamento dos números de CT.

As câmaras de monitoramento de dose ou o Sistema de aquisição de detectores foram substituídos?

Após substituir as câmaras de monitoramento ou o Sistema de aquisição de detectores, o representante de serviços precisará recalibrar o sistema de controle de dose e ajustar os intertravamentos de dose.

Em seguida, você deve:

- Executar a QA mensal da saída estática, saída da aplicação do plano IMRT e de qualidade do feixe como discutido em “Parâmetros do feixe” (página 380).
- Executar novamente algumas QA de paciente para garantir que ainda sejam aprovadas.
- Calibrar a exibição da unidade de monitoramento conforme discutido em “Calibração da exibição da unidade de monitoramento” (página 273).
- Atualizar as referências de *TQA* dos módulos que envolvem verificações de constância dos dados da câmara de monitoramento (módulos **Basic Dosimetry** [Dosimetria básica], **Daily QA** [QA diária], **Step Wedge Static** [Escala de densidade estática] e **Step Wedge Helical** [Escala de densidade helicoidal]). Novas referências devem ser criadas no momento em que se verifica que o sistema está em um bom estado de comissionamento.

O detector de MVCT integrado foi movido ou substituído?

Realize a QA de imagens *CTrue* conforme descrito em “Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257). Verifique o modelo de densidade de MVCT se estiver calculando a dose em imagens *CTrue*.

Também pode ser necessário atualizar as referências de *TQA* dos módulos que envolvem verificações de constância dos dados do detector (módulos **Basic Dosimetry** [Dosimetria básica], **Daily QA** [QA diária], **Step Wedge Static** [Escala de densidade estática] e Módulos **Step Wedge Helical** [Escala de densidade helicoidal]), se ocorrerem falhas nos módulos após a substituição do detector. Novas referências devem ser criadas no momento em que se verifica que o sistema está em um bom estado de comissionamento.

OBSERVAÇÃO: Uma ligeira alteração na posição do detector, mesmo que o sistema ainda esteja dentro da tolerância, pode resultar em picos nos gráficos de razão do detector de saída, conforme discutido em “Perfil transversal” (página 386). Isso geralmente não indica um problema no sistema.

IMPORTANTE: Se usar o software Delivery Analysis, execute os planos de calibração do Delivery Analysis após a substituição de um detector.

Houve uma alteração na reconstrução do MVCT?

Para pequenas alterações, como sinalizar um canal ruim para que não seja usado na reconstrução, pode ser suficiente simplesmente analisar uma imagem *CTrue* e garantir que ela seja aceitável.

Para alterações mais substanciais, execute a verificação de qualidade da imagem do *CTrue*, conforme discutido em “Verificação de qualidade da imagem do CTrue” (página 257). Verifique também o modelo de densidade de MVCT se estiver calculando a dose em imagens *CTrue*.

O alinhamento da mesa foi ajustado?

Execute a verificação do alinhamento da mesa de acordo com “Testes de alinhamento da mesa” (página 174). Os resultados dos testes de alinhamento da mesa são sensíveis ao posicionamento preciso dos lasers verdes.

O sistema de posicionamento do gantry foi recalibrado?

Realize os testes relevantes de disparo em estrela para a sua modalidade de tratamento *TomoDirect* ou *TomoHelical* (“Teste de disparo em estrela estático” (página 310)ou “Teste de disparo em estrela helicoidal” (página 319)) para garantir que os ângulos do gantry estejam corretos. Se desejar, realize testes trimestrais de QA adicionais para verificar a sincronicidade do sistema.

Os lasers foram ajustados?

Execute o subconjunto apropriado de testes em “Testes de alinhamento da mesa” (página 174). Os ajustes em um único parâmetro de laser podem ter que ser acompanhados com ajustes em outros parâmetros relacionados.

Os dados da máquina foram alterados no Console de aplicação de tratamento?

A resposta a esta pergunta será “Yes” (Sim) para a maioria das substituições de peças importantes. Compreenda o motivo da alteração e o impacto no sistema.

ATENÇÃO: Com exceção dos parâmetros de calibração de exibição da unidade de monitoramento (consulte “Calibração da exibição da unidade de monitoramento” (página 273)), os ajustes de dados da máquina só devem ser realizados por um Representante de serviços da Accuray qualificado.

- Ajustes inadequados podem ter consequências prejudiciais no desempenho e hardware da máquina.
- Ajustes inadequados podem resultar em uma discrepância entre a dose planejada e a aplicada que pode causar lesões ou morte do paciente.
- Os ajustes podem tornar a máquina incapaz de executar os procedimentos de tratamento até que um representante de serviços recalibre o DCS.

IMPORTANTE: O físico deve se comunicar com o representante de serviços para compreender todas as alterações de dados da máquina feitas e executar a QA apropriada.

Número de revisão da máquina e número da revisão do feixe

O sistema controla todas as alterações na área **Edit Machine** (Editar máquina) incrementando um contador chamado de **machine revision number** (número da revisão da máquina). Além disso, o sistema controla o subconjunto de alterações de dados da máquina que afetam cálculos de planos ao incrementar outro contador chamado **beam revision number** (número da revisão do feixe). O **treatment beam revision number** (número da revisão do feixe de tratamento) associado a um plano específico é exibido na maioria das listas de planos no Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision™. Os valores atuais do **beam revision number** (número da revisão do feixe) e do **machine revision number** (número de revisão da máquina) podem ser determinados a partir do Relatório do sistema (gerado a partir da Administração de relatórios do iDMS).

Todas as alterações na área **Edit Machine** (Editar máquina) incrementam o número da revisão da máquina, exceto Varredura aérea e nome da máquina. Um subconjunto dessas alterações também causa o incremento do número da revisão do feixe.

1. Alterações que não afetam o número da revisão do feixe.

   Esta categoria inclui ajustes que devem ser feitos por um FSE qualificado para manter o desempenho do sistema consistente com o modelo do feixe. Embora algumas dessas alterações afetem a aplicação do feixe, elas não afetam os cálculos de planejamento. Exemplos de atividades de serviço nesta categoria incluem:

   - Ajuste fino da linha do feixe
   - Ajuste da saída ou energia

- Recalibração do servocontrole de dose
- Ajuste das configurações de intertravamentos de dose
- Recalibração da exibição da unidade de monitoramento
- Recalibração do sistema de posicionamento do gantry
- Ajuste dos valores do codificador das garras para corrigir o resultado não aprovado no teste de planaridade do feixe ou para tornar as larguras de campos longitudinais consistentes com os dados de referência.
- Realizar o procedimento de calibração do número da CT
- Atualização das propriedades de reconstrução do MVCT ou atualização da lista de canais de detectores ruins que não serão usados para reconstrução de imagens

2. Alterações que incrementam o número da revisão do feixe.

   Exemplos de atividades de serviço nesta categoria incluem:

   - Alteração do deslocamento lateral da mesa para refletir a posição instalada da mesa
   - Alteração de qualquer um dos parâmetros do modelo do feixe: EFIOT, cone, penumbras, Tabela de atenuação de fluência, núcleo de dispersão, garra ao campo, especificações de campos de garras, bordas das lâminas, filtros de lâminas, latência das lâminas, Fatores de saída de fluência das lâminas, centro de rotação e Fatores de saída de fluência das lâminas

OBSERVAÇÃO: Os valores de latência das lâminas são definidos para inclinação da unidade e deslocamento zero, porque os ajustes do cronograma das lâminas são tratados no software de planejamento usando feedback dos sensores óticos de posição.

Caixa de diálogo “Alteração do feixe”

No Console de aplicação de tratamento, uma caixa de diálogo **Beam Change** (Alteração do feixe) é exibida se o número da revisão da máquina mudou e as alterações ainda não foram revisadas por um físico. Esta caixa de diálogo lista os parâmetros que foram alterados, com seus valores antigos e novos. A caixa de diálogo **Beam Change** (Alteração do feixe) inclui todas as alterações na área **Edit Machine** (Editar máquina) e deve ser reconhecida antes de se poder continuar o tratamento do paciente. Marque a caixa **Reviewed** (Revisado) em cada guia, clique em **Accept** (Aceitar) e insira suas credenciais. A caixa de diálogo **Beam Change** (Alteração do feixe) pode ser desconsiderada temporariamente com uma senha de terapeuta sempre que você abrir um paciente, mas apenas uma ID e senha de usuário de física descartarão permanentemente a caixa de diálogo.

DICA: Após um físico aceitar a caixa de diálogo **Beam Change** (Alteração do feixe), a lista de valores antigos e novos não estará mais disponível no TDC. É recomendável imprimir as alterações para seu registro antes de descartar a caixa de diálogo. O Relatório do Sistema (iDMS™ Data Management System > **Report Administration** > **System Report** (Sistema de gerenciamento de dados iDMS™ > Administração de relatórios > Relatório do sistema)) registra as datas em que as alterações foram feitas, mas não lista os parâmetros que foram alterados.

Alguns parâmetros na caixa de diálogo **Beam Change** (Alteração do feixe) apontam para outras localizações de arquivos ou contêm listas de números. O físico do local não possui as ferramentas para verificar diretamente todos os valores dos dados atualizados no software, que são mantidos pelo FSE.

A caixa de diálogo **Beam Change** (Alteração do feixe) classifica alterações de revisão da máquina em duas categorias e coloca-as em guias separadas identificadas como **Machine changes** (Alterações da máquina) e **Beam changes** (Alterações do feixe). A guia **Machine changes** (Alterações da máquina) inclui todas as alterações de **Edit Machine** (Editar máquina), exceto aquelas na pasta **Beams** (Feixes) na área **Edit Machine** (Editar máquina). A guia **Beam changes** (Alterações do feixe) contém alterações na pasta **Beams** (Feixes) na área **Edit Machine** (Editar máquina). Um subconjunto de **Machine changes** (Alterações da máquina) e um subconjunto de **Beam changes** (Alterações do feixe) também acionarão uma alteração da revisão de feixe.

Após aceitar a mensagem da caixa de diálogo **Beam Change** (Alteração do feixe):

- Se o número de **Machine Revision** (Revisão da máquina) foi alterado, mas o Beam Revision Number (Número da revisão do feixe) não foi, o TDC permite-lhe continuar o tratamento do paciente.
- Se o **Beam Revision Number** (Número da revisão do feixe) foi alterado, você terá de transferir o plano ou marcá-lo como equivalente antes de tratar o paciente.

IMPORTANTE: Se você usar o software *Delivery Analysis*, execute os planos de calibração do *Delivery Analysis* após uma alteração de dados do feixe.

DICA: Após verificar as alterações de dados da máquina, um físico pode acessar de forma proativa a caixa de diálogo **Beam Change Dialog** (Alteração do feixe) do menu Ferramentas do TDC (**Review Beam Changes**) (Revisar alterações de feixe) e confirmar a caixa de diálogo **Beam Change Dialog** (Alteração do feixe) com uma senha de físico para que a mensagem não apareça para futuros tratamentos de pacientes.

IMPORTANTE: Se os dados do feixe foram atualizados, recalcule os planos do objeto simulador *Tomo* antes de executá-los novamente (por exemplo, para QA anual). Consulte “Calibração absoluta de dose” (página 221) e “Quando replanejar o conjunto do objeto simulador Tomo” (página 232).

Impacto do incremento do número da revisão do feixe

Após o **treatment beam revision number** (Número da revisão do feixe de tratamento) do ser incrementado, os planos calculados antes da alteração de dados da máquina não são mais aplicados. Se desejar ativar um plano que foi calculado antes da alteração para ser aplicado na máquina após a alteração, use a tarefa **Plan Transfer** (Transferência de plano) no *Accuray Precision* System para autorizar o mesmo plano para aplicação no sistema atual (fluxo de trabalho **Mark as Equivalent** [Marcar como equivalente]) ou colocar o plano em **Self Transfer** (Autotransferência) para gerar um plano semelhante que leve em conta as alterações de dados da máquina. As instruções de aplicação para planos criados antes da revisão do feixe não são atualizadas para levar em conta os novos dados do feixe, a menos que você execute a **Self Transfer** (Autotransferência).

Se um plano ainda não foi aprovado quando o **treatment beam revision number** (número da revisão do feixe de tratamento) foi atualizado, você terá a opção de concluir a criação do plano no **beam revision number** (número da revisão do feixe) atual (neste caso, o plano só será aplicável após a execução de **Self Transfer** [Autotransferência] ou **Mark as Equivalent** [Marcar como equivalente]) ou de atualizar os dados do plano para usar o novo **beam revision number** (número da revisão do feixe) (isso cancelará a otimização do plano e o cálculo da dose).

Revisões de feixe e planos de QA de paciente

Quando você seleciona um plano de QA de paciente no TDC, se a revisão do feixe do plano de QA do paciente não corresponder à revisão atual do feixe, será exibida uma mensagem para alertar o usuário de que os dados do cálculo do feixe mudaram desde a criação do plano de QA do paciente e do plano de tratamento associado. A execução do plano de QA original do paciente pode ser útil após uma substituição do MLC para medir o impacto das alterações dos filtros de lâminas, dos fatores de saída de fluência da lâmina e do Centro de rotação do MLC na aplicação da dose e para determinar se o plano pode ser marcado como equivalente.
No entanto, se a revisão do feixe do plano de QA do paciente não corresponder à revisão do feixe atual do plano do paciente, o plano de QA do paciente não deve mais ser usado. Por exemplo, se o plano do paciente for transferido, o plano de QA de paciente antigo não deve mais ser usado.

IMPORTANTE: O Console de aplicação de tratamento permite que planos de QA de pacientes inconsistentes sejam aplicados. O físico do local é responsável por controlar as alterações do sistema e determinar se é apropriado usar um plano de QA de paciente antigo.

IMPORTANTE: Após uma revisão do feixe, novos planos serão calculados com base nos novos dados do feixe. Os planos de QA do paciente devem ser usados para verificar a distribuição de dose aplicada de cada novo plano.

IMPORTANTE: Repita as medições de QA de paciente para avaliar o impacto dosimétrico das alterações de desempenho da máquina em planos criados antes da revisão do feixe. Não marque o plano como equivalente a menos que o impacto dosimétrico seja pequeno e aceitável.

OBSERVAÇÃO: Após a realização de uma **Machine Transfer** (Transferência de máquina) ou **Self Transfer** (Autotransferência), o(s) plano(s) de QA de paciente associado(s) não é/são transferido(s) juntamente com o plano do paciente. Portanto, você terá de criar um novo QA de paciente para o novo plano transferido.

Seleção de feixe alternativo

Os procedimentos de QA da máquina não envolvem cálculos de dose. Portanto, eles podem ser executados após uma alteração nos números de revisão da máquina e do feixe. Se o **Beam Type** (Tipo de feixe), a **Trigger Rate** (Taxa de disparo) ou **Nominal MU per Minute** (MU nominal por minuto) for alterado(a) na área **Edit Machine** (Editar máquina), opções adicionais de feixe poderão ser exibidas na área **Fragment** (Fragmento) da guia **Run** (Executar). Clique no tipo de feixe para visualizar um menu suspenso das opções de feixe disponíveis para usar no procedimento.

O feixe usado para cada fragmento de cada procedimento é exibido na tabela **Fragment Beams** (Feixes de fragmentos), na seção **Machine QA Procedure Details** (Detalhes do procedimento de QA da máquina), abaixo da tabela **Procedures** (Procedimentos). A tabela lista o **Defined Beam** (Feixe definido) (do modelo de QA da máquina) e o **Delivery Beam** (Feixe de aplicação) (a ser usado quando o procedimento é realizado). Se **Defined Beam** (Feixe definido) não estiver disponível, o sistema selecionará automaticamente um feixe alternativo quando o QA da máquina for carregado. Você também pode clicar no feixe na tabela para alterá-la para um dos feixes disponíveis.

Se um procedimento for executado com **Delivery Beams** (Feixes de aplicação) que não correspondam aos **Defined Beams** (Feixes definidos), os feixes que foram usados serão armazenados e usados para aplicações futuras desse procedimento. Os feixes armazenados são específicos da máquina. Para locais com várias máquinas, o sistema lembrará quais feixes usar para cada máquina. O sistema seleciona um feixe alternativo dos feixes definidos disponíveis para a máquina na seguinte ordem de prioridade: **Beam Type** (Tipo de feixe), **Nominal MU per Minute** (MU nominal por minuto) e **Pulse Rate** (Taxa de pulso). Se não for encontrada qualquer correspondência, o sistema selecionará o primeiro feixe definido disponível (normalmente o feixe de varredura).

Fragment	Defined Beam	Delivery Beam (Click To Change)
1	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180
2	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180
3	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180
4	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180
5	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal M...
6	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Scan, Pulse rate: 134, Nominal MU: 134
7	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180
8	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180	Beam type: Treatment, Pulse rate: 300, Nominal MU: 1180

ATENÇÃO: Se o **Defined Beam** (Feixe definido) não corresponder ao **Delivery Beam** (Feixe de aplicação), o motivo da alteração deverá ser investigado e compreendido. **Beam Type** (Tipo do feixe), **Trigger Rate** (Taxa de disparo) e **Nominal MU per Minute** (MU nominal por minuto) não devem ser alterados em uma máquina clínica. Alterar os feixes usados para pacientes pode resultar em uma dose incorreta aplicada nos pacientes. A alteração desses valores também pode resultar em danos à máquina. Se o seu local tiver vários sistemas, observe que a diferença pode ser devido ao fato de ser a primeira vez que um modelo de QA da máquina é aplicado na máquina atual.

IMPORTANTE: Se a caixa de diálogo **Alternate Beam Selection** (Seleção de feixe alternativo) aparecer e você determinou que está OK prosseguir, escolha o tipo de feixe correto para cada fragmento para evitar uma QA inválida. Por exemplo, não escolha **Scan** (Varredura) para QA do feixe de tratamento.

Os dados de planejamento do MLC foram atualizados?

Os fatores de saída de fluência das lâminas, filtros de lâminas e centro de rotação do MLC normalmente são atualizados no software por um representante de serviços após uma manutenção que envolva substituição do MLC ou movimentação do LINAC ou do MLC.

Os pacientes planejados após a alteração de dados do MLC serão verificados realizando medições de QA do paciente. É necessária atenção especial para pacientes que foram planejados com os dados do MLC antigo, mas serão tratados no novo MLC.

A maneira mais completa de avaliar o impacto dosimétrico para pacientes planejados nos dados do MLC antigo e com aplicação no novo MLC é fazendo medições. Execute novamente as QA de paciente no novo MLC e/ou executar novamente a QA de pré-tratamento para o software Delivery Analysis (opção adquirível).

Os fatores de saída de fluência das garras foram atualizados?

Os fatores de saída de fluência das garras raramente são atualizados, mas podem ser quando ocorrer uma importante atualização de recursos ou mediante solicitação do físico do local. Consulte “Calibração absoluta de dose” (página 221), “Solicitar um ajuste do JFOF” (página 255) e “Modelo do feixe” (página 452).

Algum dos parâmetros do DoseCom Duplo foi atualizado?

Se a atualização do modelo do feixe incluir alterações nos parâmetros além dos dados do MLC e dos Fatores de saída de fluência das garras (ou seja, se a atualização do modelo do feixe incluir os parâmetros de DoseCom Duplo discutidos em “Modelo do feixe” (página 452)), será necessário comissionar novamente a máquina. Uma atualização dos parâmetros de DoseCom duplo é muito rara, mas pode ocorrer no momento da instalação de novos recursos importantes. Casos individuais devem ser discutidos com o Suporte de física da Accuray.

Autotransferência

A tarefa **Plan Transfer** (Transferência de plano) no Sistema de planejamento de tratamento *Precision* inclui fluxos de trabalho para **Machine Transfer** (Transferência da máquina) e **Self Transfer** (Autotransferência). **Machine Transfer** (Transferência da máquina) permite a transferência de planos de tratamento de pacientes entre sistemas de tratamento no mesmo banco de dados. **Self Transfer** (Autotransferência) serve para levar em conta alterações nos dados da máquina na mesma máquina.

Se um paciente foi planejado em uma máquina, mas, subsequentemente, os dados da máquina foram modificados de uma forma que afete a aplicação, o fluxo de trabalho **Self Transfer** (Autotransferência) pode ser usado para gerar um plano semelhante que leva em conta as novas propriedades da máquina. O plano original é descontinuado.

O algoritmo de Plan Transfer (Transferência de plano) é descrito em “Algoritmo de transferência do plano” (página 516). As instruções de fluxo de trabalho podem ser encontradas no *Manual do iDMS*.

As ferramentas de **Plan Transfer** (Transferência de plano) não incluem uma comparação de doses do plano original calculado comparando o **beam data** (dados do feixe) novo com o antigo. No entanto, se você executar uma **Machine Transfer** (Transferência da máquina) ou **Self Transfer** (Autotransferência) para gerar um plano semelhante que leve em conta as alterações de dados da máquina, está disponível uma ferramenta de revisão para comparar o cálculo de dose do plano original com o cálculo de dose do plano transferido. Após analisar o plano transferido, você pode aprová-lo para aplicação ou excluí-lo se ele não for aceitável.

IMPORTANTE: A Plan Transfer (Transferência de plano) modifica as instruções de aplicação do tratamento para levar em conta as diferenças em largura do campo, saída e propriedades do MLC. As diferenças nos perfis de modelos de feixe são consideradas durante o cálculo da dose de Fim de planejamento (EOP), mas não são utilizadas para modificar as instruções de aplicação. Portanto, a distribuição de dose calculada do plano transferido deve ser examinada pelo clínico para garantir que seja satisfatória.

IMPORTANTE: A Accuray Incorporated recomenda realizar o QA específico do paciente após uma transferência.

Capítulo 5

Planos de QA do paciente

Sobre os planos de QA do paciente 420

Criação de um plano de modelo de QA. 422

Criar um novo plano de QA do paciente 427

Executar um fluxo de trabalho de QA do paciente 432

Executar um fluxo de trabalho de QA de paciente em mesa estática 436

QA do paciente para modalidades de tratamento do Synchrony® 438

Análise dos resultados de QA do paciente 445

Sobre os planos de QA do paciente

Este capítulo fornece instruções sobre como criar planos de QA do paciente. Esta seção inclui as informações a seguir sobre planos de QA do paciente.

- Planos de QA do paciente 420
- Sobre o requisito da MITA 420
- Quando executar o plano de QA do paciente 421

Planos de QA do paciente

Um plano de QA do paciente administra as instruções de aplicação (mesa, garras, gantry e MLC) do plano de tratamento do paciente a um objeto simulador para fins de cálculo da dose e aplicação ao objeto simulador. Em um Plano de QA do paciente, as instruções de aplicação do plano do paciente são aplicadas ao cálculo do objeto simulador. Em seguida, o plano de QA do paciente é aplicado ao objeto simulador para verificar se a dose do objeto simulador calculada é consistente com a dose medida.

O fluxo de trabalho do QA do paciente é detalhado nas etapas a seguir.

1. Crie um plano de tratamento na imagem do paciente. Salve o plano como aplicável ou aplicável e autorizado.
2. Adquira e importe uma varredura de CT do objeto simulador na configuração desejada. Faça isso apenas uma vez para cada objeto simulador.
3. Crie um plano de modelo de QA no objeto simulador. Faça isso apenas uma vez para cada objeto simulador.
4. Crie um plano de QA do paciente com instruções de aplicação do plano de tratamento do paciente, aplicadas à imagem do objeto simulador no plano de modelo de QA. Opcionalmente, exporte a dose DICOM.
5. Execute o plano de QA do paciente para irradiar o dispositivo.
6. Analise os resultados.

Sobre o requisito da MITA

A Medical Imaging Technology Alliance (MITA) recomenda uma etapa de aprovação adicional pelo físico para o QA. Esse requisito pode ser ativado ou desativado na guia Policies (Políticas) da tarefa administração do sistema, no Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision®. Depois de alterar essa configuração, é necessário reiniciar o software do TDC.

Se você ativou o requisito da MITA, a aprovação do físico é exigida para disponibilizar o plano de tratamento para a aplicação ao paciente. O software do *Accuray Precision* não verifica se um plano de QA do paciente foi criado ou se os resultados da QA do paciente foram aprovados. Ele apenas verifica se o físico marcou o plano como aprovado.

Para atribuir a aprovação a um plano específico, vá para a tarefa **Plan Administration** (Administração de planos) no *Accuray Precision* System e escolha seu plano de aplicação. Clique na guia **Transferred Plans** (Planos transferidos) e, em seguida, clique no ícone **Physicist Approval** (Aprovação do físico).

IMPORTANTE: Quando a configuração da MITA estiver ativada, os planos do paciente para os quais o QA do plano ainda não foi aprovado não estarão visíveis no TDC. Se você não encontrar seus pacientes no TDC, verifique a configuração da MITA para o sistema e verifique a aprovação do QA do plano para cada paciente.

Depois de executar a aprovação de QA do plano, você pode vê-la no **Plan Report** (Relatório do plano). Se você mudar de ideia e quiser cancelar a aprovação do QA do plano antes do tratamento, abra o plano e salve-o novamente.

Quando executar o plano de QA do paciente

O QA do paciente deve ser realizado para todos os planos de pacientes e todas as modalidades de tratamento. A Accuray Incorporated recomenda realizar a QA do paciente para planos 3DCRT e planejamento antecipado, bem como planos IMRT, pois as lâminas do MLC se movimentam para todos os tipos de plano durante a aplicação do tratamento. A QA do paciente dos planos com rastreamento e correção de movimento em tempo real do *Synchrony* pode ser realizada com objetos simuladores estáticos ou de movimento.

A QA do paciente também deve ser realizada no caso de transferência de plano para outra máquina ou autotransferência para levar em conta alterações no modelo de feixe.

IMPORTANTE: Se as **MITA Policies** (Políticas MITA) estiverem ativadas no Sistema de Gerenciamento de Dados iDMS™, um físico deverá aprovar a QA do plano antes que ele seja aplicado. Os planos de pacientes não aprovados não aparecerão na lista de pacientes.

ATENÇÃO: Para os procedimentos de garantia de qualidade do paciente, a Accuray Incorporated recomenda que dispositivos de medição de dose absoluta, como uma câmara de ionização calibrada, sejam usados em conjunto com dispositivos que examinam a distribuição relativa em um plano, como o filme. Erros na avaliação da dose absoluta e da distribuição da dose podem resultar em um tratamento inadequado para o paciente.

Criação de um plano de modelo de QA

- Selecionar uma imagem de objeto simulador e criar VOI 424
- Configurar e salvar o modelo de QA 425

Instruções detalhadas para selecionar e criar planos no *iDMS Manual* (Manual de iDMS).

Plano de modelo de QA

O fluxo de trabalho de criação de plano de QA do paciente requer um plano de modelo de QA, também conhecido como plano de objeto simulador ou plano de modelo de objeto simulador.

O Plano de modelo de QA é um plano de tratamento otimizado e calculado em um objeto simulador. O Plano de modelo de QA especifica a imagem do objeto simulador, VOI, modelo de densidade, substituição de densidade, posição da mesa e posições do laser vermelho para o Plano de QA do paciente.

O mesmo plano de modelo de QA pode ser usado para criar planos de QA do paciente para vários pacientes. O plano de QA do paciente obtém seus parâmetros de aplicação do plano de tratamento do paciente. Assim, alguns aspectos do plano de modelo de QA são irrelevantes para o plano de QA do paciente, incluindo: Escolha TomoHelical/TomoDirect, escolha IMRT/3DCRT, largura do campo, rotação ao redor do eixo x, fator de modulação, prescrição, restrições, etc.

No entanto, o software requer que o plano de modelo de QA seja salvo como aplicável antes de estar disponível para a criação de planos de QA do paciente. Por isso, você precisará especificar alguns (qualquer) parâmetros de prescrição e planejamento para o plano de modelo de QA e executar um cálculo da dose final no plano de modelo de QA. Devem ser criados modelos de plano de QA separados para os planos do *Synchrony*. Os modelos de QA com e sem sincronização de movimento não são compatíveis.

Dados Incluídos no plano de modelo de QA

Os seguintes parâmetros serão aplicados ao plano do paciente e devem ser escolhidos apropriadamente.

- Imagem do objeto simulador: Escolha uma imagem do objeto simulador que será usada para as medições de QA do paciente. Quando a imagem é importada, ela deve ser designada como tipo “objeto simulador”. Consulte “Escanear o objeto simulador de QA” (página 433) para obter mais informações.
- VOI: Crie pelo menos um VOI. Se você criar VOI para os volumes de sua câmara de ionização, as estatísticas de dose desses VOI estarão disponíveis no plano de QA do paciente.

- Modelo de densidade: Selecione um modelo de densidade apropriado para a imagem do objeto simulador.

IMPORTANTE: Resultados imprecisos de QA podem ocorrer se você não selecionar um modelo de densidade apropriado para a imagem do objeto simulador.

- Substituições de densidade: Use a substituição de densidade conforme necessário para garantir valores de densidade apropriados para o cálculo.
- Altura da mesa: Reposicione a mesa adequadamente.

IMPORTANTE: Uma vez que o plano de QA do paciente é derivado da posição vertical da mesa do plano do modelo de QA, você deve reposicionar a mesa corretamente. Você pode reposicionar a mesa novamente para o plano de QA do paciente, se desejado, mas nem sempre é necessário.

- Posição do laser vermelho: Defina as posições do laser vermelho apropriadamente para a imagem do objeto simulador.

OBSERVAÇÃO: No plano de modelo de QA, os lasers vermelhos são inicialmente alinhados ao objeto simulador. No plano de QA do paciente, os lasers vermelhos são alinhados de maneira semelhante ao objeto simulador; no entanto, você pode movê-los, se necessário.

Uma vez que a qualidade da otimização e do cálculo no plano de modelo de QA é irrelevante, é conveniente calcular o plano de modelo de QA com o modo 3DCRT helicoidal, usando uma grade de cálculo de resolução muito baixa. Se o modo helicoidal não estiver disponível, você poderá usar o modo direto.

OBSERVAÇÃO: O plano de QA do paciente é derivado do deslocamento lateral da mesa dos paletes inferior e superior a partir do plano de tratamento do paciente, não do plano de modelo de QA. Para isso, basta selecionar “mover mesa com o paciente” se você introduzir um deslocamento lateral para o paciente durante o planejamento.

Selecionar uma imagem de objeto simulador e criar VOI

Conclua as instruções a seguir para selecionar um objeto simulador como a imagem de CT primária para o Modelo de QA e criar VOI.

1. Clique no ícone **New Plan** (Novo plano) na seção **Patients and Plans** (Pacientes e planos) da página inicial do *Accuray Precision* System.
2. Na lista de pacientes na página **New Plan** (Novo plano), clique no objeto simulador que será usado para criar o plano do Modelo de QA. O objeto simulador selecionado deve ser listado como um objeto simulador na coluna **Type** (Tipo).
3. Em **Select Type** (Selecionar tipo), clique no ícone **Standard** (Padrão).
4. Clique em **Next >>** (Avançar >>) para exibir a tela **Select Exams** (Selecionar exames).
5. Em **Modality** (Modalidade), clique na imagem de CT que será usada para criar o Plano do modelo de QA.
6. A imagem que você selecionou é mostrada na área **Exam Preview** (Pré-visualizar exame) da tela.
7. Para incluir a imagem do objeto simulador no plano de QA, clique em **Select Exam** (Selecionar exame).
8. Em **Selected Exams** (Exames selecionados), a imagem de CT que você escolheu está listada. Verifique se a caixa de seleção **Pri.** está selecionada para a CT principal.
9. Clique em **Next >>** (Avançar >>). A tela **Select Optional Plan Template** (Selecionar modelo de plano opcional) será exibida. Clique em **Ignore Template** (Ignorar modelo) para exibir a tela **Contour > Manual > Tools** (Contorno > Manual > Ferramentas).
10. Use as ferramentas de contorno para criar pelo menos um VOI para o objeto simulador. Por exemplo, contorne um volume de coleta de uma câmara de ionização.

OBSERVAÇÃO: Para uma dosimetria precisa, a câmara de ionização não deve ser incluída na imagem do objeto simulador, a menos que seja usada uma substituição de densidade.

Selecionar Pré-visualizar exame

Configurar e salvar o modelo de QA

O fluxo de trabalho para a criação do plano de QA do paciente requer um plano de modelo de QA que seja salvo como **Deliverable** (Aplicável). Você pode economizar tempo usando o modo **3DCRT** (sem otimização) e a grade de cálculo de resolução muito baixa. Os resultados de otimização e cálculo de dose do plano de modelo de QA não afetam o plano de QA do paciente.

1. Selecione **Setup > Machine > Tools** (Configuração > Máquina > Ferramentas) e insira os seguintes Machine Parameters (Parâmetros da máquina):
   - **Appropriate Density Model** (Modelo de densidade apropriado)
   - **Treatment Machine** (Máquina de tratamento)
   - **Delivery Mode** (Modo de aplicação) (escolha Helicoidal para economizar tempo)
   - **Plan Mode** (Modo do plano) (escolha 3DCRT para economizar tempo)
   - **Jaw Mode** (Modo de garra)
2. Reposicione a mesa precisamente na imagem de CT do objeto simulador.
3. Clique em **Accept** (Aceitar) quando terminar.
4. Clique em **Setup > Patient > Tools** (Configuração > Paciente > Ferramentas) para ajustar a posição da imagem do objeto simulador e configurar os lasers vermelhos apropriadamente.
5. Clique em **Accept Red Lasers** (Aceitar lasers vermelhos) quando terminar.
6. Clique em **Plan > Tools** (Planejar > Ferramentas) para definir os parâmetros do plano do Modelo de QA.

7. Otimize o plano e realize os cálculos da **Final Dose** (Dose final).
8. Clique em **Evaluate** (Avaliar) para revisar o plano.
9. Clique em **Save Plan** (Salvar plano).
10. Salve o Modelo de QA como **Make Deliverable** (Tornar aplicável).

Caixa de diálogo Salvar plano

Criar um novo plano de QA do paciente

Para criar um plano de QA do paciente, selecione um plano de paciente e um de Modelo de QA. O fluxo de trabalho inclui registrar a imagem do objeto simulador com a imagem do paciente, calcular o Plano de QA do paciente e salvá-lo como **Make Deliverable** (Tornar aplicável).

◆ Selecionar planos e registrar imagens 427

Encontre instruções detalhadas para selecionar e criar planos no *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento).

◆ Selecionar planos e registrar imagens

Conclua as instruções a seguir para selecionar um plano de paciente, um plano de Modelo de QA e, em seguida, registrar a imagem do objeto simulador com a imagem do paciente.

OBSERVAÇÃO: O conjunto de imagens de CT primárias incluído no plano do paciente é usado como um conjunto de imagens secundárias para o plano de QA do paciente a fim de permitir o registro da imagem do objeto simulador com a imagem do paciente.

No fluxo de trabalho de criação de QA do paciente (onde a imagem A é o objeto simulador e a imagem B é o paciente), o rótulo de orientação (HFS, FFS…) corresponderá à imagem do objeto simulador A. Se a imagem do objeto simulador e a imagem do paciente tiverem orientações diferentes, o rótulo de orientação no fluxo de trabalho do QA do paciente não corresponderá ao paciente.

Selecionar um plano de paciente e um modelo de QA

Quando você cria um plano de QA do paciente, as ferramentas de registro automático fornecem opções para alinhar o paciente com o objeto simulador. Você pode alinhar centros de VOI, isocentros ou centros de imagem de CT.

Você também pode ajustar manualmente a posição do objeto simulador para colocar o(s) dispositivo(s) de medição no local desejado. Na guia Register (Registro) para a criação do plano de QA do paciente, você moverá a imagem do paciente junto com o isocentro da máquina, em relação à imagem do objeto simulador fixo. Para a aplicação real, o isocentro da máquina e as posições do feixe são fixos. Ao mover o paciente na guia Register (Registro) do software do Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision®, você designa a posição de configuração do objeto simulador.

IMPORTANTE: As medições da distribuição de dose devem incluir o alvo, bem como a borda do feixe e qualquer região de expansão de feixe (flash) para os planos TomoDirect™.

IMPORTANTE: As medições das doses de ponto devem ser feitas em uma região de baixo gradiente da aplicação. A média do volume da câmara pode causar baixa concordância em uma região de alto gradiente.

Conclua as instruções a seguir para selecionar um plano de paciente, um plano de modelo de QA e registrar a imagem do objeto simulador com a imagem do paciente.

1. Clique no ícone **New Plan** (Novo plano) na seção **Patients and Plans** (Pacientes e planos) da página inicial do sistema de planejamento *Accuray Precision*.
2. Na tela **New Plan** (Novo plano), clique no paciente que será usado para criar o plano de QA.
3. Em **Select Type** (Selecionar tipo), clique no ícone **QA** (QA).
4. Clique em **Next** (Avançar) para exibir a tela **Select a patient plan for a new QA plan** (Selecionar um plano de paciente para um novo plano de QA).
5. Clique em um plano de paciente. O plano do paciente selecionado deve estar listado como **Deliverable** (Aplicável) na coluna **Status**.
6. Clique em **Next >>** (Avançar >>) para exibir a tela **Select a template plan for a new QA plan** (Selecionar um plano de modelo para um novo plano de QA).
7. Clique no registro do objeto simulador do novo plano de QA. O registro selecionado deve listar **Phantom** (Objeto simulador) na coluna **Type** (Tipo).
8. Em **Select Plan** (Selecionar plano), selecione um plano de Modelo de QA.
9. Clique em **Finish** (Concluir).
   - O sistema carrega os dados do plano de paciente e do plano do modelo de QA.
   - A tela **Setup > Register** (Configuração > Registrar) aparece com a caixa de diálogo **Auto Registration** (Registro automático) exibida.
10. Use uma das opções a seguir para registrar automaticamente a imagem do objeto simulador com a imagem de planejamento (consulte no *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento) instruções detalhadas para registrar imagens).
    - **Align VOI Center** (Alinhar centro do VOI): Selecione um VOI na imagem do objeto simulador e alinhe ao Centro do VOI da imagem do paciente.

- **Align Isocenters** (Alinhar isocentros): Alinhe o isocentro da imagem do objeto simulador ao isocentro da imagem do paciente.
- Alinhe o **CT Image Center** (Centro da imagem de CT) da imagem do objeto simulador à imagem do paciente.

11. Clique em **OK** (OK) para registrar automaticamente as imagens. Se necessário, execute ajustes manuais ou repita o processo de registro automático.
12. Na tela **Register** (Registrar), clique em **Confirm** (Confirmar) ao concluir.

OBSERVAÇÃO: Para auxiliar no alinhamento, as isodoses de objetos simuladores são calculadas e exibidas com baixa resolução. Por exemplo, se a imagem de planejamento original contiver 2^n x s x 2^n voxels em (IEC X, IEC Y e IEC Z), a baixa resolução será de $2^{(n-2)}$ x s x $2^{(n-2)}$ voxels. As isodoses e VOI do paciente não estão disponíveis no fluxo de trabalho de criação do plano de QA do paciente. As isodoses de objeto simulador não são atualizadas instantaneamente conforme você move o objeto simulador ao redor. Clique em **Confirm** (Confirmar) para atualizar o cálculo da isodose de objeto simulador e atualizar o reposicionamento da mesa.

OBSERVAÇÃO: Se você alinhar isocentros ou centros de imagens de CT, também deve introduzir um deslocamento manual diferente de zero para ativar o botão Confirm (Confirmar).

Caixa de diálogo Registro automático

Configurar e salvar o plano de QA do paciente

Se você não quiser manter os valores transferidos do plano de modelo de QA, o fluxo de trabalho de criação do plano de QA do paciente oferece uma oportunidade adicional de modificar o modelo de densidade e definir as posições do laser vermelho. Você também pode reposicionar a mesa novamente, mas não é necessário.

1. Clique em **Setup > Phantom** (Configuração > Objeto simulador).
2. Verifique as posições dos lasers vermelhos e ajuste-os se necessário.
3. Clique em **Accept Red Lasers** (Aceitar lasers vermelhos).
4. Se o objeto simulador estiver posicionado longe do isocentro na direção IEC Y, os lasers vermelhos talvez não consigam alcançar a posição do objeto simulador. Nesse caso, defina os lasers vermelhos para o objeto simulador em IEC X e IEC Z. Configure os lasers vermelhos para sobrepor os lasers verdes em IEC Y e meça a distância IEC Y do objeto simulador para os lasers que precisarão ser implementados durante a configuração.
5. Clique em **Evaluate > Review** (Avaliar > Revisar).
6. No menu suspenso **Final Dose Resolution** (Resolução da dose final), selecione **High** (Alta).
7. Clique em **Get Final Dose** (Obter dose final).
8. Clique em **Save Plan** (Salvar plano) e salve o plano de QA do paciente como **Make Deliverable** (Tornar aplicável).

ATENÇÃO: Sempre verifique a dose do objeto simulador calculada para o QA do paciente em relação à dose prescrita para o paciente. Se o objeto simulador e o paciente tiverem tamanho e composição semelhantes, a dose do objeto simulador calculada para o QA do paciente deve ser semelhante à dose prescrita pelo paciente. Se esses valores forem significativamente diferentes, pode haver um erro no modelo de densidade do paciente ou na substituição da densidade. Um erro na representação da densidade do paciente pode levar a cálculos de dose incorretos e lesão do paciente ou morte, mesmo se a medição de QA do paciente corresponder ao cálculo de QA do paciente.

Carregar um plano de QA de paciente existente

Carregue um plano de QA de paciente existente para analisá-lo e ajustar seus parâmetros, se necessário.

1. Clique no ícone **Load Plan** (Carregar plano) na seção **Patients and Plans** (Pacientes e planos) da página inicial do *Accuray Precision* System.
2. Clique em um nome de paciente da lista no painel.
3. Serão mostrados os planos associados ao paciente selecionado.

4. Selecione um plano de QA na lista **QA Plans** (Planos de QA). Os planos de QA são identificados com QA (QA) na coluna **Type** (Tipo).
5. Clique no botão **Load Plan** (Carregar plano) para carregar os dados selecionados.
6. Revise o plano de QA do paciente e faça as alterações necessárias.
7. Clique em **Save Plan** (Salvar plano) e salve o plano de QA do paciente como **Make Deliverable** (Tornar aplicável).

Executar um fluxo de trabalho de QA do paciente

- Escanear o objeto simulador de QA e executar o registro. 432
- Aplicar o procedimento de QA do paciente 434

Escanear o objeto simulador de QA e executar o registro

Escaneie o objeto simulador da QA para criar uma imagem *CTrue* para o registro da imagem. Registre a imagem *CTrue* com o volume de imagens de objeto simulador. Em seguida, os ajustes de registro são aplicados.

Configurar o objeto simulador de QA

1. Certifique-se de que o comutador de chave no **Status Console** (Console de status) esteja configurado para **Program** (Programa).
2. Na guia **Scan** (Escaneamento), clique no botão **Prepare Scan** (Preparar o escaneamento). Os lasers vermelhos se movem automaticamente com base no plano de QA.

AVISO: Os resultados da análise podem ser afetados se o mesmo objeto simulador não for usado para o planejamento de QA e um procedimento de QA. Sempre use o mesmo objeto simulador que foi usado para o planejamento de QA para fazer uma varredura de imagem CTrue e executar o procedimento de QA.

DICA: Se você usar um objeto simulador que seja homogêneo na direção longitudinal, selecione cortes de varredura que incluam uma característica para ajudar a verificar a posição longitudinal do objeto simulador, como uma câmara de íons, marcas de referência ou a borda superior ou inferior do objeto simulador.

DICA: Se você introduziu um desvio lateral para o paciente ao criar o plano do paciente, e se **Move couch with patient** (Mover mesa com o paciente) foi selecionado, a posição lateral da mesa do plano do paciente é transferida para o plano de QA do paciente. Para a dosimetria precisa, use uma configuração de aplicação que replique a posição lateral da mesa do plano de QA do paciente e o plano de tratamento do paciente.

3. Na mesa, posicione o mesmo objeto simulador que foi usado para configurar o Plano de QA. Verifique se o objeto simulador está na mesma orientação conforme definido no plano de QA.
4. Prossiga para “Alinhar o objeto simulador com os lasers” (página 433).

AVISO: Os resultados da análise podem ser afetados se o objeto simulador de QA não for posicionado corretamente. Verifique se o objeto simulador de QA está na mesma orientação em que foi usado durante o planejamento de QA e se posicionou o objeto simulador de QA com base nas posições de lasers salvas do plano de QA.

Alinhar o objeto simulador com os lasers

1. Alinhe o objeto simulador com os lasers vermelhos. Utilize os controles manuais da mesa para posicionar o objeto simulador.

IMPORTANTE: A posição do objeto simulador deve corresponder à posição que foi usada para o cálculo do QA do paciente.

OBSERVAÇÃO: Se a posição do objeto simulador estiver a mais de 20 cm do isocentro virtual em IEC Y, os lasers vermelhos não poderão alcançar a posição do objeto simulador. Defina o objeto simulador para os lasers verdes em IEC Y e, em seguida, use a função Movimento do degrau para deslocar o objeto simulador para corresponder à posição que foi usada para o cálculo do QA do paciente.

2. Pressione **Ready** (Pronto) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento).
3. Pressione **Yes** (Sim) para mover a mesa para a posição pronto. Pressione **Cancel** (Cancelar) se desejar reposicionar o objeto simulador.
4. Prossiga para “Escanear o objeto simulador de QA” (página 433).

Escanear o objeto simulador de QA

1. Saia e feche a entrada da sala de tratamento.
2. No **Status Console** (Console de status), faça o seguinte:
   - Mude o comutador de modo para **Image** (Imagem).
   - Pressione o botão **Start** (Iniciar) quando a luz **Ready** (Pronto) estiver ligada.
3. Após o escaneamento da imagem *CTrue* ser finalizado, mude o comutador de modo no **Status Console** (Console de status) para **Program** (Programa).
4. Prossiga para “Executar o registro da imagem CTrue” (página 434).

Executar o registro da imagem *CTrue*

AVISO: A inclinação da mesa pode afetar a posição do objeto simulador e os resultados da análise. Sempre execute um registro de imagens *CTrue* para posicionar o objeto simulador antes de aplicar procedimento de QA.

Execute registro manual ou automático de imagens e reposicione o objeto simulador de QA com base nos resultados do registro. Consulte no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) instruções sobre como aplicar os ajustes do registro. Ao concluir, continue em “Aplicar o procedimento de QA do paciente” (página 434) para posicionar os dispositivos de dosimetria de filme ou de ponto e aplicar o procedimento de QA.

Aplicar o procedimento de QA do paciente

Posicionar um filme

OBSERVAÇÃO: Algumas clínicas usam um dispositivo de matriz em vez de filme.

IMPORTANTE: Aplique os desvios de registro antes de marcar o filme.

1. Na sala de tratamento, verifique que os desvios de registro foram aplicados e que o objeto simulador não foi movido para fora da posição de configuração planejada.
2. Sem alterar a posição do objeto simulador, insira o filme no plano que foi usado para calcular a dose.
3. No filme ou invólucro, marque a orientação do filme e os lasers verdes. Se os lasers verdes não estiverem no filme, marque características do objeto simulador que serão fáceis de identificar. Evite fazer marcas na área que você deseja analisar.
4. Verifique se o objeto simulador está posicionado corretamente. Se necessário, retorne-o à sua posição de configuração planejada. Se o objeto simulador for movido, as marcas dos lasers podem não corresponder mais às posições reais dos lasers.

Posicionar os dispositivos de dosimetria de ponto

Devido à sensibilidade ao posicionamento, bem como ao efeito de média de volume, o TG-148 recomenda que as câmaras de ionização sejam colocadas em regiões de gradiente de dose baixa.

1. Na sala de tratamento, verifique que o objeto simulador não foi movido para fora da posição de configuração planejada.
2. Verifique se posicionou cada dispositivo de dosimetria de ponto de maneira que corresponda ao local desejado no volume da dose calculada para o planejamento de QA.

Aplicar o procedimento

ATENÇÃO: Um procedimento de QA de paciente é utilizado para comparar a dose planejada com a dose real de uma fração. Para evitar lesões graves a um paciente, não aplique um procedimento de QA de Paciente a um paciente.

1. Consulte instruções sobre como aplicar um procedimento no *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento).

Executar um fluxo de trabalho de QA de paciente em mesa estática

Os procedimentos de **Static Couch Patient QA** (QA de paciente em mesa estática) podem ser aplicados no Console de aplicação de tratamento a partir de qualquer fração de paciente agendada. O procedimento é aplicado à matriz de detectores sem a mesa no furo do gantry para que não haja atenuação da mesa. Em seguida, os dados coletados dos detectores podem ser comparados com a dose planejada da fração usando um software de análise de terceiros.

A Accuray Incorporated recomenda executar a QA de planos de tratamento com as mesmas instruções de aplicação usadas para o tratamento (incluindo uma mesa móvel). No entanto, pode ser necessário um procedimento de mesa estática para QA com alguns dispositivos de terceiros.

IMPORTANTE: A Opção Delivery Analysis (Análise da aplicação) envolve medidas com uma mesa móvel, não uma mesa estática.

1. Vá para o painel e clique em **Static Couch Patient QA** (QA de paciente em mesa estática).
2. Selecione um paciente na lista **Patients** (Pacientes) e, em seguida, selecione um plano e uma fração. A guia **Treat** (Tratar) abre.
3. Selecione um procedimento na lista **Procedures** (Procedimentos).
4. Clique em **Prepare Treatment** (Preparar tratamento). Uma caixa de diálogo **Informational** (Informativa) é exibida.
5. Verifique se não há pacientes ou objetos no caminho do feixe e clique em **OK** (OK).

ATENÇÃO: Nunca trate um paciente com qualquer tipo de procedimento de QA. Tratar um paciente com um procedimento de QA pode causar lesões ou morte.

6. Entre na sala de tratamento e pressione **Setup** (Configuração) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) para remover a mesa do furo do gantry.
7. Pressione **Ready** (Pronto) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento). Confirme se a mesa não se move para dentro do gantry.
8. Saia da sala de tratamento e tranque a entrada.

9. No **Status Console** (Console de status):
   - Coloque a chave de modo em **Treat** (Tratar).
   - Quando a luz **Ready** (Pronto) ACENDER, pressione o botão **Start** (Iniciar).
10. Gire a chave de modo no **Status Console** (Console de status) até **Program** (Programa) quando a mensagem “Procedure Finished” (Procedimento concluído) for exibida.

QA do paciente para modalidades de tratamento do Synchrony®

- Visão geral 438
- Equipamento de amostra para verificar tratamentos com um objeto simulador em movimento. 439
- Fluxo de trabalho de amostra para verificar tratamentos com um objeto simulador em movimento. 440
- Criar planos de QA do paciente para rastreamento de movimento. . . 443

Visão geral

A execução da QA do paciente para modalidades de tratamento de sincronização de movimento é semelhante à execução da QA do paciente para outros tratamentos. O plano do paciente para a QA deve ser designado como um plano do Synchrony®.

Em toda a região de interesse, compare as medições de dose com os cálculos de dose para identificar áreas de discrepância significativa (com base, por exemplo, na diferença de dose ou no valor de gama). Além disso, pode ser razoável realizar essa avaliação com diferentes movimentos do objeto simulador para representar os possíveis movimentos de um paciente real.

Para toda QA de movimento, a configuração do seu objeto simulador precisa ser capaz de imitar os movimentos do paciente. Consulte a seção de equipamentos para conhecer os objetos simuladores e acessórios de terceiros recomendados pela Accuray Incorporated. Para um plano de movimento de rastreamento fiducial, você precisará usar um objeto simulador que tenha fiduciais implantados. Para um plano de movimento respiratório, você precisará usar os Marcadores LED e outros acessórios do *Synchrony*.

Rastreamentos de movimento sinusoidal não são adequados para representar movimento não respiratório. O movimento não respiratório é melhor representado por um padrão com saltos e desvios.

Para o rastreamento respiratório, use a barra de cores à direita do **Amplitude Graph** (Gráfico de amplitude) para verificar se as fases do padrão respiratório do objeto simulador estão adequadamente amostradas pelas radiografias. O Modelo de correlação prevê o alvo ou as posições fiduciais das radiografias e da amplitude instantânea da respiração na forma de onda respiratória. O Modelo de correlação é menos preciso para as fases do ciclo respiratório que não possuem radiografias. Ocorre distorção quando o ciclo respiratório é sincronizado ou quase sincronizado com o período do gantry. Por exemplo, se o objeto simulador tiver um ciclo de respiração de 3, 4, 6 ou 12 segundos e o período do gantry for de 11,8 segundos, poderá haver distorção. Em alguns casos, a distorção pode ser benéfica se o ciclo respiratório estiver quase, mas não perfeitamente,

sincronizado com o período do gantry. A distorção imperfeita pode causar radiografias em rotações sucessivas do gantry através das diferentes fases da respiração. A distorção quase perfeita pode ser problemática, pois as radiografias em um ângulo específico sempre ocorrem na mesma fase do ciclo respiratório.

Você pode configurar e registrar um objeto simulador como faria em um plano sem movimento. Você também pode configurar filmes ou outros dispositivos de medição de radiação, como faria com um plano sem movimento. No entanto, antes de iniciar o procedimento de tratamento, você precisará ativar os recursos de movimento do seu objeto simulador ou acessórios do objeto simulador.

OBSERVAÇÃO: Consulte o *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para obter informações sobre os acessórios do Synchrony® *Respiratory Modeling*™, incluindo configuração e armazenamento.

Equipamento de amostra para verificar tratamentos com um objeto simulador em movimento

Para verificar a aplicação do tratamento com um objeto simulador em movimento, você precisará comprar uma plataforma de movimento. Esta seção apresenta um possível fluxo de trabalho usando o seguinte equipamento:

- Plataforma dinâmica CIRS e computador com software de controle de movimento associado. A plataforma oferece rastreamentos de movimento de dimensão simples (1D) personalizáveis. Ao configurar a plataforma com uma rotação ao redor do eixo z para que seu eixo de movimento esteja a 30° do eixo IEC Y, a plataforma 1D pode simular o movimento nas direções IEC Y e IEC X.
- A HE do objeto simulador vermelho do *Tomo* ou do objeto simulador azul do *Tomo* deve ser colocada na plataforma CIRS
- Triângulo de rascunho de 30-60-90 (para alinhamento da plataforma de movimento)
- Plugue da câmara de ionização (“palito de canela” vermelho ou “pingente de gelo” azul) com marcador fiducial dourado embutido na extremidade arredondada do plugue que é inserido no objeto simulador para ser usado no rastreamento fiducial
- Plugue de densidade óssea para servir como alvo de rastreamento para rastreamento fiducial livre
- Ferramentas de medição de dosimetria para o objeto simulador do *Tomo*, incluindo câmara(s) de ionização e eletrômetro; software de filme, scanner e análise (por exemplo, RIT Complete)

Fluxo de trabalho de amostra para verificar tratamentos com um objeto simulador em movimento

1. Obtenha imagens de planejamento do objeto simulador do *Tomo* para rastreamento fiducial e não fiducial

   - Inclua a plataforma de movimento na imagem de planejamento. Alinhe a plataforma em um ângulo de 30° (rotação ao redor do eixo z) em relação ao componente direcionado de IEC X do laser suspenso, como mostrado abaixo. Use um triângulo de rascunho de 30-60-90.

   - Alinhe o quadrado do objeto simulador do *Tomo* com os lasers (sem rotação ao redor do eixo z). Gire o objeto simulador para que os furos da câmara de ionização fiquem na orientação vertical.

   - Para o Synchrony® Fiducial Tracking™ (com e sem respiratório), insira o plugue da câmara de ionização com o fiducial incorporado na posição vertical de +1 cm e insira um plugue de densidade óssea no objeto simulador.

2. Se você realizar a dosimetria de filme, prepare um arquivo de calibração de filme.

3. Crie planos de tratamento. Recomenda-se uma forma de alvo sensível à correspondência de campos de todos os ângulos, como um alvo cilíndrico com uma estrutura de evitação central.

Plano de amostra com alvo em forma de anel

4. Prepare arquivos de rastreamento de movimento para controlar a plataforma. O rastreamento do movimento respiratório deve ter três

frequências sinusoidais sobrepostas. O rastreamento de movimento do *Synchrony Fiducial Tracking* (sem respiratório) deve ter saltos e desvios.

IMPORTANTE: Os padrões de movimento sinusoidal contínuo não são adequados para representar movimento não respiratório.

5. Configure o objeto simulador no tampo da mesa, tal como foi criado quando a imagem de planejamento foi obtida. Conecte os cabos e aguarde a plataforma concluir sua rotina inicial. Verifique se objeto simulador e a plataforma de movimento têm espaço livre suficiente quando a mesa se move para o furo do gantry e se os cabos estão com folga suficiente.

ATENÇÃO: A plataforma de movimento é forte o suficiente para esmagar os dedos. Para evitar lesões, mantenha os dedos afastados das partes móveis da plataforma de movimento.

OBSERVAÇÃO: O rastreamento de movimento se concentra no alvo fiducial ou de rastreamento, portanto, não é muito sensível à posição de translação da plataforma de movimento.

6. Alinhe o objeto simulador aos lasers vermelhos.
7. Com a plataforma de movimento sem movimentação, escaneie e registre o objeto simulador com resolução fina.
8. Com a plataforma de movimento em movimentação, crie o modelo e trate o objeto simulador. O protocolo de geração de imagens **Large Thorax** funciona bem com o objeto simulador do *Tomo*.

OBSERVAÇÃO: Nas radiografias, você também pode observar os pequenos rolamentos de esferas embutidos na superfície do objeto simulador do *Tomo*. O algoritmo de rastreamento deve ser capaz de distinguir o fiducial de rastreamento desses rolamentos de esferas.

9. Use filme e câmaras de ionização para verificar a dosimetria.
10. Use o software de rastreamento de movimento para comparar o rastreamento de movimento com o rastreamento de movimento programado.

Criar planos de QA do paciente para rastreamento de movimento

A QA do paciente dos planos com rastreamento e correção de movimento em tempo real do Synchrony® pode ser realizada com objetos simuladores estáticos ou de movimento. O fluxo de trabalho para a criação de planos de modelo de QA do paciente no Sistema de planejamento de tratamento do Accuray Precision® é o mesmo que nas versões anteriores do software. As etapas são fornecidas abaixo, além de observações específicas para o rastreamento de movimento.

1. Crie um plano de tratamento na imagem do paciente. Salve o plano como aplicável (ou aplicável e autorizado).
2. Obtenha e importe uma varredura de CT do objeto simulador na configuração desejada (apenas uma vez).

OBSERVAÇÃO: Consulte “Fluxo de trabalho de amostra para verificar tratamentos com um objeto simulador em movimento” (página 440) para obter recomendações para escanear o objeto simulador. Podem ser necessárias varreduras com configurações diferentes para as diferentes modalidades de rastreamento.

3. Crie um plano de modelo de QA no objeto simulador (apenas uma vez).

OBSERVAÇÃO: O plano de QA do paciente herda seu método de rastreamento, posições fiduciais (se aplicável) e ângulos de radiografia do plano de modelo de QA. Você pode preparar um plano de modelo de QA para cada método de rastreamento: nenhum, fiducial, fiducial com respiratório e pulmão com respiratório.

OBSERVAÇÃO: Enquanto o planejamento do paciente limita o número de fiduciais implantados a oito, o fluxo de trabalho de planejamento da QA do paciente permite identificar um número ilimitado de fiduciais no seu objeto simulador.

4. Crie um plano de QA do paciente com instruções de aplicação do plano de tratamento do paciente, aplicadas à imagem do objeto simulador no plano de modelo de QA.

OBSERVAÇÃO: O Sistema de planejamento de tratamento do Accuray Precision® exibirá uma mensagem informativa se o método de rastreamento do plano do paciente não corresponder ao método de rastreamento do plano de modelo de QA. Se você optar por continuar, o plano de QA do paciente herdará o método de rastreamento do plano de modelo de QA.

OBSERVAÇÃO: No fluxo de trabalho de criação do plano de QA do paciente, a guia **Setup** > **Machine** (Configuração > Máquina) lista o método de rastreamento, que é herdado do plano de modelo de QA e não pode ser alterado nesta etapa.

OBSERVAÇÃO: No fluxo de trabalho de criação do plano de QA do paciente, a guia **Evaluate** > **Confirm Angles** (Avaliar > Confirmar ângulos) mostra as posições fiduciais e os ângulos de radiografia herdados do plano de modelo de QA. Se desejar, você pode ajustar os ângulos da radiografia aqui.

5. Exportar dose DICOM.
6. Execute o plano de QA do paciente para irradiar o dispositivo.

OBSERVAÇÃO: Se desejar, você pode ajustar os ângulos da imagem durante a etapa **Acquire Images** (Obter imagens) ou **Build Model** (Construir modelo). Consulte o *Treatment Delivery Manual* (Manual de aplicação de tratamento) para obter detalhes.

7. Analise os resultados.

Análise dos resultados de QA do paciente

Esta seção fornece informações para analisar os resultados de doses que foram coletados de planos de QA de Paciente usando software de terceiros. E também fornece informações para registrar resultados da análise usando o software do Sistema de planejamento de tratamento Accuray Precision®.

- Cálculos de dose independentes 445
- Exportar dose DICOM. 446
- Uso de filme e câmaras de íons 446
- Uso de dispositivos de matriz. 447
- Registrar os resultados da análise 447
- O que fazer se o QA do paciente falhar 448

Cálculos de dose independentes

A finalidade de um cálculo de dose independente é verificar se a distribuição da dose calculada na imagem de planejamento do paciente está aproximadamente correta, levando em conta o modelo do feixe e os parâmetros de aplicação, incluindo o movimento do gantry, o movimento da mesa, o movimento das garras e o sinograma do MLC. O cálculo de dose independente não verifica o desempenho do sistema de tratamento.

Por definição, é necessário desenvolver um software de segunda verificação e testá-lo independentemente da Accuray Incorporated. Antes de usar o software de segunda verificação, verifique se ele pode acomodar o modelo de feixe instalado em seu sistema e as modalidades de tratamento que você usará (por exemplo, *TomoHelical*, *TomoDirect*, *TomoEDGE*).

Representação da densidade

ATENÇÃO: Uma representação inadequada da densidade na imagem do paciente pode causar lesão ao paciente ou morte. Um resultado de QA do paciente aprovado no objeto simulador não confirma que a distribuição de densidade do paciente esteja correta.

Durante as verificações de gráficos, o físico do local deve confirmar que a dose calculada de QA do paciente no objeto simulador é semelhante à dose planejada calculada no paciente, na medida em que o objeto simulador e o paciente são similares em tamanho e composição. Se as doses calculadas no objeto simulador e no paciente forem muito diferentes, verifique a representação da densidade no paciente e/ou nas imagens do objeto simulador.

Por exemplo, suponha que o ar na imagem do paciente tenha um valor de densidade incorreto de 1,0 g/cm^3. Uma fluência muito alta será calculada no plano para aplicar a dose prescrita ao alvo. Se a representação de densidade do objeto simulador estiver correta, o QA do paciente ainda poderá ser aprovado. No entanto, o paciente será tratado incorretamente.

Exportar dose DICOM

As etapas a seguir explicam como exportar as doses de DICOM e Planar e como baixar o plano de RT.

1. Abra o plano de QA do paciente.
2. No lado direito da tela, clique no ícone **Export DICOM Data** (Exportar dados DICOM). A janela Export DICOM Data (Exportar dados DICOM) é aberta. Essa janela permite selecionar os itens a serem exportados. Os exemplos seriam: a imagem do objeto simulador na mesma posição do arquivo de imagem DICOM original, volumes de interesse e dose RT.

OBSERVAÇÃO: Se a Imagem de Referência estiver definida como Nova imagem da mesa, a imagem conterá o objeto simulador com a mesa Accuray. Essa é a imagem na qual a dose foi calculada.

Você também pode exportar doses Planares. A localização da dose Planar é determinada pela localização dos visualizadores de cortes quando o ícone **Export DICOM Data** (Exportar dados DICOM) é selecionado.

Você também pode baixar o Plano RT via **Plan Administration** (Administração de planos).

1. Navegue até a guia **QA Plans** (Planos de QA).
2. Clique para expandir **Generate QA Plans** (Gerar planos de QA). Isso adicionará o Plano RT à lista de Séries DICOM do Plano de QA.

   Consulte o iDMS™ Data Management System Manual (Manual do sistema de gerenciamento de dados do iDMS™) para obter mais informações.

Uso de filme e câmaras de íons

Para determinar a dose calculada nas posições de suas câmaras de íons, você pode usar a tabela Dose Statistics (Estatísticas de dose) (se você criou VOI em seu plano de modelo do objeto simulador nas posições das câmaras de ionização) ou usar a ferramenta Dose Points (Pontos de dose) para determinar a dose calculada em qualquer ponto no plano de QA do paciente.

Para a análise de filme, exporte a dose DICOM conforme descrito na seção anterior. Use software de terceiros para comparar o filme medido com o plano de dose calculado.

Uso de dispositivos de matriz

É possível usar um dispositivo de matriz para evitar a necessidade de filme ou câmaras de ionização para um QA de paciente de rotina. Se um dispositivo de matriz for usado, escolha um dispositivo com uma resposta uniforme à radiação para todos os ângulos de feixe. Além disso, observe o seguinte:

- Não é possível anexar um acessório ao LINAC.
- Não é possível definir todos os ângulos do gantry como zero para planos *TomoDirect* ou *TomoHelical*.

IMPORTANTE: A Accuray Incorporated reconhece o benefício de dispositivos QA de terceiros, mas não fornece treinamento nem solução de problemas para eles. Entre em contato com o fabricante do dispositivo para obter assistência.

Registrar os resultados da análise

Após analisar os resultados do procedimento de QA do plano, é possível registrar os resultados da análise usando o aplicativo **Plan Administration** (Administração de planos) do software do Sistema de planejamento de tratamento do Accuray Precision®. Você também pode acrescentar observações e anexar arquivos ao registro da análise. Consulte mais informações sobre o registro dos resultados de análises no *Manual do iDMS*.

1. Clique no ícone **Plan Administration** (Administração de planos) na página inicial do*Precision*.
2. Selecione o paciente e o plano de tratamento do paciente.
3. Realce o plano de QA associado e clique no ícone **Manage Selected QA Plan** (Gerenciar plano de QA selecionado).
4. Na seção **QA Plan Fractions** (Frações do plano de QA), realce o plano de QA.
5. Clique no ícone **Add or Update Analysis Record** (Adicionar ou atualizar registro de análise).
6. Digite o resultado da análise (aprovado/reprovado).
7. Opcionalmente, importe uma captura de tela dos resultados da análise (salva como um arquivo **.TIF**).

O que fazer se o QA do paciente falhar

Se os resultados do QA do paciente falharem, a decisão de tratar ou não os pacientes fica a critério do físico do local.

As medições de QA do paciente são um teste composto de todos os fatores que afetam os tratamentos do paciente. Os resultados do QA do paciente podem falhar se qualquer aspecto da técnica de medição ou aplicação estiver incorreto.

As tarefas a seguir podem ajudar a identificar a origem da discrepância. A ordem em que os testes são realizados fica a critério do físico do local. Entre em contato com o Suporte de física da Accuray se tiver dúvidas.

1. Verifique a configuração e equipamento do QA do paciente:

   a) A orientação e a configuração do objeto simulador foram confirmadas com uma imagem MVCT. A aplicação será sensível à posição da mesa se a maioria dos feixes entrar perto da borda da mesa (especialmente para os planos do *TomoDirect*).

   b) O dispositivo de medição (por exemplo, câmara de ionização) está no local esperado.

   c) O equipamento de medição está em boas condições de funcionamento e as calibrações dos equipamentos e filmes estão atualizadas. Tente uma câmara e um eletrômetro diferentes, se disponível.

   d) Se a medição da QA do paciente falhar em um dispositivo de matriz, tente criar um plano de QA do paciente no objeto simulador *Tomo*. Se o QA do paciente for aprovado com câmaras de filme e de íons, mas falhar com o dispositivo de matriz, pode haver um problema no dispositivo de matriz.

2. Verifique o plano de QA do paciente:

   a) Um tamanho adequado de voxel e espessura de corte foram utilizados para o planejamento.

   b) Um modelo de densidade apropriado foi aplicado ao objeto simulador de QA do paciente.

   c) Não há artefatos na imagem do objeto simulador que podem resultar em densidade incorreta.

   d) A câmara de ionização não está em uma região de alto gradiente de dose.

   e) Examine o histograma dos tempos de abertura das lâminas para ver se o plano de tratamento inclui um número excessivo de tempos curtos de abertura das lâminas. Se o tempo médio de abertura de lâmina for menor que 100 ms, pense em replanejar com um número maior para a rotação ao redor do eixo x.

OBSERVAÇÃO: Quando os tempos de abertura da lâmina forem curtos, qualquer pequena diferença inerente entre os tempos de abertura da lâmina programados e os aplicados pode representar uma fração significativa do tempo de abertura programado, levando potencialmente a discrepâncias no QA do paciente, conforme relatado por Westerly 2009.

3. Procure pistas no histórico recente da máquina:
   a) Determine a extensão do problema. Quantos planos estão falhando e para quais tamanhos de campo? Em qual porcentagem eles estão falhando? Quando você notou a falha pela primeira vez?
   b) Examine os resultados recentes do QA do paciente, os resultados do QA da máquina e os eventos de serviço para identificar quaisquer problemas que possam estar conectados ao resultado do QA com falha.
4. Verifique o desempenho da máquina:
   a) Realize verificações mensais de QA da saída, energia ou perfis longitudinais. Consulte “QA mensal” (página 379).
   b) Verifique se o feixe está apontado no plano de rotação do gantry. Consulte “Planaridade do feixe” (página 143).
   c) Execute os planos do objeto simulador *Tomo*. Consulte “Calibração absoluta de dose” (página 221).
5. Se a causa da falha no QA do paciente ainda não estiver clara, entre em contato com o Suporte de física da Accuray. Os resultados dos testes acima fornecerão informações valiosas para ajudar a determinar a causa do problema. Além disso, o Suporte de física da Accuray pode:
   a) Solicitar informações do plano para análise.
   b) Examinar o histórico recente do serviço da máquina para identificar quaisquer alterações recentes ou possíveis problemas.
   c) Solicitar ao engenheiro de serviço para verificar o desempenho do MLC. (O suporte da Accuray pode exigir que alguns dos testes numerados de 1–5 sejam concluídos primeiro pelo físico do local.)
   d) Sugerir testes adicionais para o físico do local realizar.

Capítulo 6

Modelo de feixe e algoritmos

Modelo do feixe 452

Algoritmos para planejar imagens 467

Algoritmos para otimização e cálculo da dose 477

Algoritmos para imagens CTrue 521

Algoritmos para as Modalidades de tratamento Synchrony® 534

Modelo do feixe

- Introdução 452
- Parâmetros padronizados (DoseCom emparelháveis) 454
- Parâmetros específicos da máquina (DoseCom não emparelhável) . 460
- Combinar os parâmetros de fluência 465

Introdução

Os dados do modelo do feixe para o sistema de aplicação de tratamento são acessíveis na tarefa **Edit Machine** (Editar máquina) do Console de aplicação de tratamento, na parte da árvore de dados que descreve o feixe de tratamento, em pastas chamadas **DoseCom Twinnable** (DoseCom emparelhável) e **DoseCom Non-Twinnable** (DoseCom não emparelhável).

Os sistemas possuem um modelo de feixe “emparelhado” que inclui uma combinação de parâmetros padronizados (“emparelháveis”) e específicos da máquina (“não emparelháveis”), conforme resumido na tabela de parâmetros do modelo de feixe abaixo.

O modelo de feixe para uma máquina específica depende da versão do software da instalação original e do estilo do LINAC. Certas atualizações de produtos podem exigir que o sistema seja emparelhado para um novo modelo de feixe.

Os modelos de feixe emparelhados foram criados a partir de dados de feixe com a média de dez máquinas. Cada conjunto de dados utilizados na média de dez máquinas foi coletado de sistemas equipados com o LINAC apropriado e adquirido usando uma câmara Standard Imaging A1SL e o tanque de água.

A estrutura **Edit Machine** (Editar máquina) mantém os dados reais para alguns parâmetros. Para outros parâmetros, a estrutura **Edit Machine** (Editar máquina) aponta para um local na estação de trabalho TDC em que os arquivos do modelo do feixe são armazenados. Os arquivos do modelo de feixe na estação de trabalho TDC são protegidos contra a modificação por uma soma de verificação protegida por senha.

OBSERVAÇÃO: Uma vez que os dados de **Edit Machine** (Editar máquina) e os arquivos associados não estão configurados de maneira fácil para uma pessoa ler, os dados do modelo do feixe também são fornecidos no formato Excel pela Accuray na conclusão dos testes de aceitação; essa planilha TCOM pode ser consultada pelo físico do local ao avaliar resultados de QA anuais.

Para obter informações sobre os parâmetros de dados da máquina na área **Edit Machine** (Editar máquina) que não são considerados parte do modelo do feixe, consulte “Dados da máquina” (página 107). Para obter informações sobre como o sistema de aplicação lida com as revisões dos dados de **Edit Machine** (Editar máquina), consulte “QA pós-serviço” (página 406).

Parâmetros do modelo de feixe		Finalidade
DoseCom emparelhável	EFIOT (MeV/(cm^2 s)	Fluência de energia por tempo de abertura ideal; especifica a taxa de fluência de energia no isocentro no ar para um campo de 5 cm x 40 cm
	Cone	Filtros de fluência transversal; modelam a queda de fluência fora do eixo devido à ausência de um filtro de normalização
	Penumbras	Filtros de fluência longitudinal; modelam a queda de fluência devido às garras móveis
	Tabela de atenuação da fluência	Valores de atenuação versus comprimento do caminho radiológico na água (μ_w/ρ) e osso cortical (μ_b/ρ)
	Núcleo paramétrico	Coeficientes utilizados na representação paramétrica do núcleo de dispersão
	Garra ao campo	Relaciona os números da garra com as larguras de campo reais no isocentro
	Especificações do campo da garra	Lista de larguras de campo comissionadas
	Bordas das lâminas (mm)	Projeção geométrica das bordas das lâminas no isocentro
DoseCom não emparelhável	Tabela de fluência da lâmina	Filtros de lâminas; modelam a distribuição de fluência através das lâminas
	Latência da lâmina	Usado para ajustar os tempos de abertura das lâminas programados para atingir os tempos efetivos de abertura das lâminas. Os sistemas atuais usam uma inclinação de unidade e deslocamento de zero.
	Penumbra Tongue and Groove (TAGP)	*TAGP = LFOF - 1;* representa o efeito do estado aberto/fechado das lâminas vizinhas na fluência através de uma lâmina particular
	Centro de rotação	Um único parâmetro que representa o alinhamento do MLC em relação ao isocentro
	Fator de saída de fluência da garra (JFOF)	Representa as diferenças específicas da largura de campo na taxa de fluência

Parâmetros padronizados (DoseCom emparelháveis)

Fluência de energia por tempo de abertura ideal

O parâmetro da taxa de saída no modelo de feixe é a Fluência de energia por tempo de abertura ideal (EFIOT). Esse parâmetro especifica a taxa de fluência de energia no isocentro no ar para um campo de 5 cm x 40 cm, em MeV/(cm^2/s). O EFIOT é a taxa máxima de saída de fluência da origem. Conforme discutido nas seções a seguir, os filtros transversais, de penumbra, de lâminas e os Fatores de saída da fluência da garra reduzem a fluência em relação ao EFIOT.

Os valores de EFIOT são especificados para obter concordância entre os cálculos de dose de amostra e as medições. O EFIOT é proporcionalmente mais alto para o feixe nominal de 1.000 MU/min que para o feixe nominal de 850 MU/min.

Cone (Filtros transversais)

OBSERVAÇÃO: No modelo de feixe, o parâmetro que faz referência aos arquivos de filtros transversais é chamado de “cone”. Nesse contexto, “cone” não é o nome de um acessório acoplado ao LINAC, mas uma descrição da forma do perfil. Os acessórios não estão acoplados ao LINAC.

Os dados de perfil transversal em cada modelo de feixe padronizado foram determinados pela média das medições do perfil transversal usando uma câmara de ionização em um tanque de água para dez máquinas.

O filtro transversal modela a queda de fluência fora do eixo devido à ausência de um filtro de normalização. À medida que o sistema é normalizado sem filtro, a fluência tem uma distribuição de pico antecipado com simetria aproximadamente radial.

No modelo de feixe, o filtro transversal (também conhecido como um filtro de cone) é armazenado como um filtro transversal unidimensional (1D) que gira efetivamente 180 graus para formar um filtro bidimensional (2D).

As diferenças nos tamanhos de campo são muito sutis, portanto, existe apenas um filtro transversal (J42). As diferenças sutis entre as larguras de campo foram incorporadas aos filtros de penumbra individuais. Uma amostra é exibida na imagem a seguir. Os filtros de lâmina são usados para definir as bordas do perfil transversal (não mostrado).

Exemplo de um filtro de fluência transversal 1D

Filtros de penumbra (Longitudinais)

Os filtros de penumbra modelam a queda de fluência devido às garras móveis. Para uma determinada definição de campo, um filtro de penumbra para a garra frontal é combinado com um filtro de penumbra para a garra posterior. Os filtros de penumbra da garra frontal e posterior ($f_{traseiro}$ e $f_{frontal}$) são combinados usando:

$f_{combinado} = f_{traseiro} + f_{frontal} - 1$

Os filtros de penumbra combinados resultantes contêm efeitos de cone sutis, exclusivos de cada combinação entre garra frontal e posterior. Cada modelo de feixe inclui filtros de penumbra com base em dez perfis longitudinais. Conforme mostrado na figura e na tabela a seguir, cada perfil é a variedade simétrica ou assimétrica das larguras da garra J07, J14, J20 ou J42:

- As larguras de campo de 5 cm, 2,5 cm e 1 cm são chamadas de larguras de campo “simétricas” e “fixas”. Os valores nominais de FWHM são de 5 cm, 2,5 cm e 1 cm (a 1,5 cm de profundidade em água, projetada para o isocentro), mas os valores precisos são ligeiramente diferentes para cada modelo de feixe, uma vez que um modelo é criado pela média de dados medidos em dez máquinas.
- Seis configurações de garra de transição e assimétrica proporcionam uma interpolação precisa entre as muitas posições de garra necessárias para a aplicação dinâmica. As larguras de campo assimétricas têm uma borda de campo externa que compartilha um limiar com a largura da garra J42.

- O J14 simétrico é uma posição de garra de transição para planejamento de garras dinâmicas e resulta em uma largura de campo nominal de cerca de 18 mm. Não é uma largura de campo comissionada e não é selecionável para o planejamento de tratamento.

Os dados médios do padrão dourado de 10 máquinas foram processados para gerar “filtros” de fluência individual (dados penumbrados para uma única borda de campo) que são independentes da dispersão e dimensionados para o isocentro.

Idealmente, um modelo de feixe é construído a partir de perfis que são independentes de quaisquer anomalias ou características introduzidas pela resposta do detector. No entanto, qualquer perfil medido com um detector é inerentemente uma convolução do perfil real do feixe e da resposta do detector:

$$\text{Measured Profile} = (\text{Actual Profile}) \otimes (\text{Detector Response})$$

A resposta do detector pode ter um impacto significativo nas medições de perfil nas regiões de alto gradiente. A média do volume ocorre durante as medições e afeta a forma dos perfis medidos. Para melhorar a precisão de modelagem dos perfis longitudinais, os perfis longitudinais utilizados para determinar os dados do modelo do feixe foram desconvoluídos da resposta A1SL, para torná-los independentes das características da câmara A1SL.

OBSERVAÇÃO: Os dados do perfil transversal não precisam ser desconvoluídos da resposta do detector porque as regiões de alto gradiente do perfil transversal (região da penumbra) são modeladas pelos filtros de lâminas e não pelos dados do perfil transversal.

OBSERVAÇÃO: Os dados de PDD não precisaram ser desconvoluídos da resposta do detector porque a região de alto gradiente (compilação) do PDD está fora do intervalo de comparação. As tolerâncias da Accuray Incorporated aplicam-se a profundidades de 10 mm a 200 mm, uma vez que uma câmara de ionização cilíndrica não é apropriada para medir a região de acumulação de um PDD.
Os PDD de referência são fornecidos apenas para as medições do eixo central (IEC X = 0).

Perfis de garra de amostra no modelo de feixe

A tabela a seguir contém as configurações do perfil da garra usadas para determinar os filtros de fluência no modelo do feixe. O modelo de feixe inclui filtros de fluência longitudinal assimétricos para acomodar os cálculos de dose para a aplicação dinâmica. A definição do campo J14 não é comissionada para o planejamento fixo do tratamento da garra. A linha tracejada verde indica o centro de um campo simétrico. A linha azul indica a posição da garra frontal. A linha roxa indica a posição da garra posterior.

Notação (número da garra)	Simétrico/Assimétrico	Largura de campo nominal [cm]	Posição da garra frontal [cm]	Posição da garra posterior [cm]	Representação de Cartoon
J42	sim.	5	-2,1	2,1	
J20	sim.	2,5	-1,0	1,0	
	assim. +IEC Y	2,5	0,1	2,1	
	assim. -IEC Y	2,5	-2,1	-0,1	
J14	sim.	1,8	-0,7	0,7	
	assim. +IEC Y	1,8	0,7	2,1	
	assim. -IEC Y	1,8	-2,1	-0,7	
J07	sim.	1,0	-0,35	0,35	
	assim. +IEC Y	1,0	1,4	2,1	
	assim. -IEC Y	1,0	-2,1	-1,4	

Espectro de energia (Implícito ao modelo de feixe)

O espectro de energia do feixe de tratamento não é um parâmetro independente no modelo do feixe. Em vez disso, o espectro de energia foi uma entrada para determinar a Tabela de atenuação da fluência e o núcleo de dispersão.

O espectro de energia do feixe de tratamento foi determinado pela média dos dados de PDD do tanque de água medida para 10 máquinas boas e, em seguida, usando o software Accuray interno para determinar as ponderações dos componentes do espectro de energia para produzir uma correspondência com o PDD médio de 10 máquinas.

As ponderações dos componentes de energia espectral (caixas de largura especificada centralizada em *E* MV) foram determinadas pela otimização dos parâmetros α e β de uma fórmula exponencial de energia nas guias PDD_DATA da planilha TCOM:

$$\textit{Ponderação} = m^2 E^{\alpha} e^{-\beta E}$$

Na equação acima, *m* é um fator de normalização.

O espectro de energia resultante pode ser usado para calcular um PDD que possa ser comparado com os dados médios de referência de 10 máquinas medidas, para determinar a qualidade do ajuste. O mesmo espectro de energia do feixe é usado para todos os modelos de feixes emparelhados até a data.

Tabela de atenuação da fluência

A Tabela de atenuação de fluência pré-calculada (FAT) fornece os valores de atenuação versus comprimento do caminho radiológico na água (μ_w/ρ) e osso cortical (μ_b/ρ). A FAT é o mesmo em todos os modelos de feixes padronizados. A FAT representa o endurecimento do feixe, permitindo que os coeficientes de atenuação de massa efetiva variem conforme a profundidade radiológica. Para obter mais informações, consulte “Etapa de otimização 4: Calcular a dose” (página 504).

Núcleo de dispersão paramétrico

Todos os modelos de feixe usam o mesmo núcleo de dispersão. O núcleo de dispersão é polienergético; é constituído por uma soma ponderada de núcleo monoenergéticos. Os núcleos monoenergéticos foram calculados utilizando Monte Carlo por Mackie 1988. O endurecimento do feixe é negligenciado no núcleo.

O núcleo de dispersão é baseado na água. As heterogeneidades do paciente são escaladas no espaço do voxel na distância equivalente à água.

A representação do kernel é paramétrica: $b_1(1 - e^{-a1r}) + b_2(1 - e^{-a2r})$. Definir o núcleo como uma função com apenas quatro parâmetros (a_1, b_1, a_2 and b_2) diminui significativamente o tempo de cálculo.

O núcleo indica como a dose se dissemina em torno de 24 diferentes ângulos de zênite radialmente simétricos em relação a um fóton de entrada.

O núcleo deve ser inclinado para representar a direção do feixe. A rotação do gantry é dividida em 24 setores (coincidentemente, esse é o mesmo que o de ângulos de zênite em um núcleo). Portanto, cada setor representa 15 graus de rotação do gantry. O núcleo é inclinado para coincidir com a direção média dos raios dentro do setor. A mesma inclinação do núcleo é aplicada a todos os raios dentro de um setor de 15 graus.

Garra ao campo

A tabela garra ao campo relaciona os números da garra (consulte “Números de garras” (página 15)) com as larguras de campo reais no isocentro. Essa tabela não é usada para os cálculos de dose, mas é usada para rotular as larguras de campo no TPS e no TDC.

Especificações do campo da garra

Especificações do Campo da Garra é uma lista das larguras de campo comissionadas. Esses valores podem estar relacionados aos tamanhos de campo no isocentro através da tabela garra ao campo.

Bordas das lâminas

Os dados do DoseCom emparelhável incluem a projeção geométrica das bordas das lâminas no isocentro.

Os filtros de lâminas específicos da máquina são usados para o cálculo da dose, mas as bordas das lâminas comuns a todos os sistemas com o mesmo modelo de feixe são usadas em outros lugares, por exemplo:

- Para a seleção inicial de subfeixes que passam pelo alvo, na preparação para a otimização (consulte “Etapa de otimização 1: Calcular o sinograma inicial” (página 478); os cálculos de dose subsequentes usam os filtros da lâmina em vez das bordas da lâmina).
- Para renderização visual de feixes *TomoDirect* no TPS.
- Para determinar se a mesa faz interseção com um determinado feixe *TomoDirect*.

Parâmetros específicos da máquina (DoseCom não emparelhável)

Latência da lâmina

Os parâmetros de latência das lâminas foram utilizados nas versões anteriores do software para explicar pequenas diferenças entre os tempos de abertura das lâminas planejados e aplicados. Agora que as correções do cronograma das lâminas são tratadas na posição de aplicação usando feedback contínuo dos sensores óticos de posição, os dados de latência das lâminas são configurados para inclinação da unidade e deslocamento zero, para que nenhuma correção seja aplicada durante o planejamento.

O MLC é binário; cada lâmina está programada para estar totalmente aberta ou totalmente fechada. Decorrem cerca de 11 a 17 milissegundos desde o momento em que uma lâmina começa a abrir ou fechar até o término da abertura ou fechamento.

O calculador da dose presume que as lâminas estarão totalmente abertas ou totalmente fechadas em qualquer instante. O cronograma das lâminas é administrado pelos sistemas de planejamento e aplicação da seguinte maneira:

- Os cronogramas de abertura de lâminas muito curtos não são realizáveis pelo MLC. O processo de planejamento garante que as instruções de aplicação do MLC final não incluam tempos de abertura de lâminas muito curtos. No estágio **Get Final Dose** (Obter dose final), o Sistema de planejamento descarta os tempos de abertura de lâmina no sinograma otimizado que forem inferiores ou iguais a 18 milissegundos e, em seguida, calcula a dose em sua ausência.
- Os tempos de fechamento de lâmina muito curtos não são realizáveis pelo MLC. No entanto, o plano de aplicação otimizado pode incluir tempos de fechamento de lâmina muito curtos. O MLC não conseguirá obter instruções de aplicação para tempos muito curtos de fechamento de lâmina (por exemplo, menos de aproximadamente 18 milissegundos), de modo que as lâminas podem permanecer abertas por intervalos muito curtos em que o calculador de dose espera que elas estejam fechadas. Isso pode ocorrer quando as projeções consecutivas recebem tempos de abertura de lâminas que são muito próximos de, mas um pouco menores que, o tempo de projeção.

Penumbra tongue and groove

Devido ao tamanho do ponto finito do feixe, mais de uma lâmina aberta é necessária para “descobrir” a origem. A fluência através de uma lâmina, portanto, depende do estado aberto ou fechado das lâminas vizinhas. Os dados do detector são usados para calcular fatores (Fatores de saída de fluência das lâminas, LFOF) para caracterizar a dependência de saída no estado aberto/fechado das lâminas vizinhas, para uso nos cálculos de dose.

Um conjunto completo de LFOF inclui três listas de números: uma lista de 63 números para uma lâmina aberta e sua vizinha de número menor, uma lista de 63 números de uma lâmina aberta e sua vizinha de número maior e uma lista de 62 números para uma lâmina aberta e uma vizinha de cada lado. Os LFOF apenas representam a dependência de fluência das vizinhas mais próximas, porque o efeito é mínimo além delas. As três listas de LFOF são definidas como:

$$LFOF_i\,|_{\text{lower neighbor}} = \frac{Fluence_{\{i\ \cup\ i-1\}}}{Fluence_i + Fluence_{i-1}}$$

$$LFOF_i\,|_{\text{upper neighbor}} = \frac{Fluence_{\{i\ \cup\ i+1\}}}{Fluence_i + Fluence_{i+1}}$$

$$LFOF_i\,|_{\text{both neighbors}} = \frac{Fluence_{\{i\ \cup\ i-1\ \cup\ i+1\}}}{Fluence_{i-1} + Fluence_i + Fluence_{i+1}}$$

Os LFOF comparam o sinal medido pelo detector integrado quando a lâmina de interesse e sua vizinha são abertas simultaneamente versus consecutivamente (na equação, *i* denota um número de lâmina específica). Devido ao efeito de origem finita, a produção é aproximadamente 4-13% maior quando as lâminas são abertas simultânea e consecutivamente. As proporções de LFOF são mais altas para as lâminas de borda que para as lâminas centrais, devido à curvatura do MLC. Os valores de FOF da lâmina também exibem estrutura fina semelhante a dentes, provavelmente devido às características individuais do MLC.

Conjunto de amostras de dados de LFOF

Três conjuntos de números chamados TAGP (Penumbra Tongue and Groove), que são derivados dos dados LFOF, são registrados na área **Edit Machine** (Editar máquina) no TDC para as larguras de campo de tratamento comissionadas:

TAGP = LFOF - 1.

Tabela de fluência da lâmina (Filtros de lâmina)

O TPS tem a capacidade de representar não apenas a fluência média através de uma lâmina, mas também a distribuição da fluência através de uma abertura de lâmina, modelando efetivamente as bordas das lâminas. Um filtro de lâmina é um perfil no modelo de feixe que descreve a distribuição da fluência através de uma abertura de lâmina para uma determinada configuração de lâmina.

Para os procedimentos helicoidais, a introdução dos filtros de lâminas medidas tem um impacto mínimo na precisão dos cálculos de dose, devido à desfocagem com o movimento do gantry. No entanto, para procedimentos de gantry estáticos (ou seja, procedimentos do *TomoDirect*), é mais importante modelar a forma da fluência. Um conjunto completo de filtros de lâminas inclui 190 perfis de filtro:

- Um filtro *OCi* (aberto, fechado) representa o perfil relativo de fluência para a função da borda de uma série de lâminas abertas, seguida de uma série de lâminas fechadas. Os valores variam de 1 a 0. Uma vez que existem 64 lâminas, existem 63 filtros OC.
- Um filtro *CCi* (fechado, fechado) representa o perfil relativo de fluência para uma única lâmina aberta i, com as vizinhas fechadas. Quando apenas uma lâmina está aberta, o filtro da lâmina parece “Gaussiano” e a altura máxima do filtro é inferior a 1,0 devido ao efeito de origem finita. Existem 64 filtros CC, um para cada lâmina.
- Um filtro *COi* (fechado, aberto) representa o perfil relativo de fluência para a função de borda de uma série de lâminas fechadas, seguida de uma série de lâminas abertas. Os valores variam de 0 a 1. Existem 63 filtros CO.

Nomenclatura	Lâminas <i	Lâmina i	Lâminas > i
OC_i	Abrir	Abrir	Fechado
CC_i	Fechado	Abrir	Fechado
CO_i	Fechado	Abrir	Abrir

Exemplo de um conjunto completo de curvas de filtro de lâmina do 190 MLC

O sinograma usado pelos representantes da Accuray para medir os dados do filtro de lâminas incluem padrões para medir os filtros de lâmina e LFOF. Os filtros de lâminas fornecem informações sobre a forma do perfil que não podem ser obtidas com os LFOF, mas os LFOF são mais precisos para determinar a área sob um filtro (fluência integral). Isso ocorre porque os filtros de lâminas são determinados conectando-se os dados discretos do detector em uma função por partes, porém é mais exato integrar os dados do detector diretamente (isto é, integrar os dados do LFOF) que integrar a função por partes. Além disso, os filtros de lâminas são derivados de dados que abrangem menos detectores que LFOF. Assim, os LFOF são sempre medidos juntamente com os filtros e a área sob os filtros é ajustada para obter a consistência com os LFOF, deslocando-se os filtros CO e OC e dimensionando os filtros CC.

Fatores de saída de fluência da garra

A taxa de fluência do sistema depende do tamanho do campo. Em relação ao campo de 5 cm, a taxa de fluência do campo de 2,5 cm é tipicamente de 99,2%, e a taxa de fluência do campo de 1 cm é tipicamente de 89,2%. Essa informação é incorporada aos filtros de fluência para cada definição da garra.

Às vezes, esses valores precisam ser ligeiramente ajustados durante o teste de conformidade inicial da especificação, de acordo com os resultados das medições de calibração da dose do IMRT para o paciente do Objeto simulador *Tomo*. Os Fatores de saída de fluência da garra (JFOF) relativos são usados para fazer esse ajuste. Por padrão, todos os valores relativos do JFOF para os modelos de garra dinâmica são 1,000, mas podem ser ajustados para cima ou para baixo durante o teste inicial das especificações do sistema.

A largura do campo, ou o número da garra, é o parâmetro principal que determina o JFOF. A oclusão da origem tem um efeito secundário na taxa de fluência. A especificação para o alinhamento do LINAC com as garras é mais rigorosa para os sistemas licenciados para a aplicação dinâmica da garra (±0,2 mm para os sistemas com o recurso *TomoEDGE* versus ±0,3 mm para sistemas sem o recurso *TomoEDGE*). Com o alinhamento correto do feixe, as diferenças de JFOF para as configurações de garra simétricas e assimétricas são insignificativamente pequenas e a Accuray atualmente atribui valores de JFOF idênticos para as definições simétricas e assimétricas de um determinado tamanho de campo. O uso dos mesmos JFOF para campos simétricos e assimétricos é ainda justificado ao considerar que as configurações de garra assimétrica são usadas apenas durante o estágio de transição nas bordas superior e inferior de um alvo.

Centro de rotação

O Centro de rotação do MLC pode ser avaliado usando o filme, conforme discutido no capítulo sobre Comissionamento. Um resultado semelhante é geralmente obtido quando o Centro de rotação do MLC é medido usando dados do detector on-board, como parte do procedimento de medição do filtro de lâminas que é executado pela Accuray. O parâmetro do Centro de rotação do MLC no modelo do feixe é um valor único, determinado a partir do procedimento do filtro de lâmina.

Combinar os parâmetros de fluência

A saída da origem é modelada pelo EFIOT. Para planos helicoidais, a dose é calculada para três amostras em cada uma das 51 projeções por rotação. Para os planos *TomoDirect*, a dose é calculada para duas amostras por corte da imagem de planejamento ou uma amostra por projeção, o que gerar uma amostragem mais fina. Uma amostra é uma posição de origem distinta a partir da qual os raios são rastreados e corresponde a posições discretas do gantry, mesa e garras.

Durante um cálculo de dose:

1. Os filtros de penumbra de garra frontal e posterior correspondentes a todas as posições transversais (IEC X) são combinados, criando uma única matriz de filtro 2D. Os filtros são combinados de acordo com:

   $$f_{combinado} = f_{traseiro} + f_{frontal} - 1$$

   Os filtros de penumbra combinados resultantes contêm efeitos de cone sutis, exclusivos de cada combinação entre garra frontal e posterior.

Etapa 1: Filtros de penumbra

2. O filtro de cone 1D é usado para criar um filtro de cone 2D com as mesmas dimensões IEC X e IEC Y do filtro de penumbra combinado.

   O cone 2D é então multiplicado no filtro de penumbra combinado (da Etapa 1), criando o filtro de fluência 2D.

Etapa 2: Filtros de cone

3. Os filtros EFIOT, JFOF relativo e de lâmina (LFT) são multiplicados no filtro 2D criado na Etapa 2, criando a Fluência 2D final usada durante o cálculo da dose.

Etapa 3: Fluência final 2D

Algoritmos para planejar imagens

- Importação de imagens 467
- Fusão da imagem 468
- Registro deformável no planejamento adaptativo (CT para CT) 469
- Operações de VOI 472
- Conversão do contorno do VOI para volume de máscara 473
- AutoSegmentation. 474

Importação de imagens

Resolução da imagem do planejamento

Imagens de CT de 256 x 256 ou 512 x 512 de resolução no plano transversal podem ser importadas para o planejamento de tratamento.

Consulte “Reconfiguração longitudinal” no *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento) para ver uma explicação de como as imagens com cortes não uniformemente espaçadas são reconfiguradas para cortes uniformemente espaçadas no momento da importação DICOM.

Consulte “Cálculo de dose total: Implementação da superposição de convolução” (página 505) para obter informações sobre a grade de cálculo da dose.

Substituição da mesa

Os feixes podem passar pela mesa antes de chegar ao paciente. A mesa na imagem de CT planejada deve ser substituída por uma imagem padrão da mesa de tratamento. O modelo de densidade do paciente é aplicado à imagem da mesa.

Uma única corte de imagem da mesa (sem furos de indexação) é repetida na imagem de planejamento fornecida.

A área **Edit Machine** (Editar máquina) contém um parâmetro para indicar a posição lateral da instalação da mesa (centralização do palete inferior). Esse recurso permite a inserção mais precisa da imagem da mesa de tratamento para o planejamento e a QA dos pacientes com base no objeto simulador.

A posição do palete superior para o planejamento pode ser modificada adicionalmente usando a caixa de seleção “Mover mesa com paciente”, conforme descrito no *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento).

IMPORTANTE: A dose aplicada pode ser sensível à posição diária de configuração da mesa para feixes que entram através da mesa, especialmente para planos com poucos ângulos diretos de feixe. Consulte “Preparação do paciente e da mesa” (página 531) para obter mais informações.

Conversão da unidade de Hounsfield (HU) em densidade de massa

O modelo de densidade selecionado é usado para converter a imagem de planejamento importada em densidade. O modelo de densidade fornece os valores de densidade de massa como uma função de valores de HU. Os valores de densidade são determinados pela interpolação linear entre os dois pontos de modelo de densidade mais próximos que vinculam o valor de interesse em HU. Para os valores de HU maiores que o modelo do ponto mais alto do modelo de densidade, a densidade depende do **Extension Method** (Método de extensão) selecionado, que é definido como **Flat** (Plano) ou **Extrapolate** (Extrapolar).

O recurso de substituição de densidade permite ao usuário atribuir valores de densidade a um VOI selecionado, conforme discutido no *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento). As cópias separadas da imagem são mantidas para conter os valores da imagem (HU) e a densidade de massa (g/cm^3). A substituição de densidade é aplicada apenas à imagem de densidade de massa.

OBSERVAÇÃO: A substituição de densidade é implementada convertendo-se o valor de substituição de densidade inserido pelo usuário no valor em HU inteiro mais próximo via modelo de densidade, e depois converter de volta em densidade. Essa abordagem pode resultar em ligeiras diferenças de “arredondamento” entre os valores de substituição de densidade solicitados e alcançados.

A tabela de substituição de densidade inclui uma atribuição de prioridade de substituição de densidade (não é o mesmo que as configurações de prioridade de sobreposição para otimização). Se dois VOI se sobrepuserem, o VOI com substituição de densidade será utilizado na região sobreposta. Se dois VOI com substituições de densidade se sobrepuserem, os valores de densidade do VOI com a prioridade de substituição de densidade mais alta serão usados na região de sobreposição.

Se existir um VOI da pele, a ferramenta de substituição de densidade inclui uma opção para anular os valores de densidade de Pele externa para 0 g/cm^3. Essa opção substitui as densidades externas de todos os VOI e acima da mesa. Pele externa é priorizada por último na tabela de substituição.

Fusão da imagem

Os conjuntos de dados secundários no *Accuray Precision* System podem ser alinhados com o conjunto de dados primário usando os algoritmos fusão rígida e fusão deformável. O recurso Fusão deformável está disponível depois de concluir Fusão rígida ou depois de marcar a caixa de seleção **Already Registered** (Já registrado).

A Fusão rígida pode ser executada de uma das três maneiras:

1. Manipulando de forma interativa as correções de translação e rotação do conjunto de dados secundário.
2. Definindo de forma interativa pares de pontos de origem de correspondência nos conjuntos de dados primários e secundários. (É necessário um par de pontos de origem para o registro de translação. São necessários três pares de pontos de origem para o registro de translação e rotação.)
3. Usando o algoritmo de registro de imagem baseado na intensidade automática.

   O algoritmo de registro rígido baseado em intensidade pode ser inicializado com entradas de alinhamento manual ou de pontos de origem para melhorar a convergência. Além disso, o usuário pode especificar o ROI do registro para definir a região anatômica sobre a qual a medição da semelhança da imagem (informação mútua normalizada) é calculada durante o registro.

   O recurso de Fusão deformável usa um algoritmo próprio de registro de imagem, não padrão e não paramétrico. Ele estima o campo de deformação sujeito à regularização de suavidade. O usuário pode escolher entre as configurações de suavização de deformação **Low** (Baixa), **Medium** (Média) e **High** (Alta). A suavização **Medium** (Média) é a configuração padrão e recomendada. A suavização **High** (Alta) é mais rígida e pode ser mais apropriada para conjuntos de dados com relação de contraste/ruído limitada ou baixa resolução espacial. A suavização **Low** (Baixa) permite mais flexibilidade na deformação e pode ser útil para conjuntos de dados contendo grandes deformações.

   Depois de concluir o registro deformável, um novo conjunto de dados secundário deformado é criado. Apenas um conjunto de dados deformado pode ser criado para cada conjunto de dados secundário. O conjunto de dados deformado deve ser excluído antes da execução do algoritmo de deformação com parâmetros modificados.

Registro deformável no planejamento adaptativo (CT para CT)

O recurso *PreciseART* permite monitorar o curso de tratamento do paciente para determinar se o replanejamento é necessário.

Para fins de monitoramento off-line, os contornos planejados originais devem ser automaticamente mapeados para as imagens diárias *CTrue* e a dose diária deve ser mapeada para a imagem de planejamento.

Uma vez que as imagens diárias *CTrue* podem abranger uma faixa limitada de cortes, e uma vez que o campo de visão da imagem *CTrue* é limitado a aproximadamente 39 cm, as imagens diárias *CTrue* são incorporadas à

imagem da CT planejada para representar aproximadamente a anatomia diária. Essa incorporação exige que a imagem de planejamento seja alinhada às imagens *CTrue* diárias.

Ou seja, a imagem *CTrue* é mantida fixa, definindo a localização do paciente no momento do tratamento. O kVCT de planejamento é rigidamente registrado no MVCT diário, usando os desvios de translação que foram aplicados para tratamento (X, Y e Z). Os dados da imagem do planejamento registrado são então usados para estender a imagem *CTrue* para criar uma imagem de tamanho completo (conhecida como imagem mesclada) que pode ser usada para o cálculo da dose. A resolução nativa da imagem MVCT diária é mantida e a imagem de planejamento kVCT é interpolada para corresponder à resolução do MVCT.

Como a mesa se estende além do campo de visão do MVCT, o reposicionamento da mesa é realizado. O reposicionamento da mesa na imagem mesclada depende da posição vertical diária da mesa nos Painéis de controle de posicionamento e da altura da mesa no parâmetro do isocentro da área Editar máquina do TDC.

IMPORTANTE: Para um reposicionamento preciso da mesa na imagem mesclada, execute o QA da altura da mesa no parâmetro do isocentro.

A dose é calculada nas imagens mescladas diariamente usando o mesmo algoritmo de cálculo de dose que para os planos de tratamento.

IMPORTANTE: Para cálculos significativos no Adaptive, o MVCT diário deve conter a anatomia de interesse. Os cálculos do *PreciseART* não podem explicar as alterações na anatomia fora do campo de visão da MVCT ou cortes que não foram escaneados. Os cálculos do *PreciseART* assumem que a anatomia do paciente fora do campo de visão da MVCT é consistente com a imagem de planejamento. Ao criar um plano de tratamento, verifique se a anatomia de interesse está dentro do campo de visão da MVCT (aproximadamente 39 cm de diâmetro). Ao selecionar cortes para o MVCT diário, selecione cortes suficientes para cobrir a anatomia de interesse.

Os valores de densidade da imagem mesclada são determinados da seguinte forma:

1. Os voxels de imagem de planejamento são mapeados para a densidade usando o modelo de densidade selecionado durante o planejamento.
2. Os voxels da imagem MVCT são mapeados para a densidade usando o modelo de densidade MVCT.
3. As imagens são mescladas.
4. A dose é calculada nas imagens mescladas diariamente usando o mesmo algoritmo de cálculo de dose que para os planos de tratamento.

IMPORTANTE: Um dos compartimentos de modelo de densidade fornecidos começa com “MVCT” e também inclui o nome da máquina. Esse é o modelo de densidade referenciado para as imagens de MVCT diário no Adaptive. Para evitar confusão, não nomeie outros compartimentos do modelo de densidade como MVCT.

IMPORTANTE: Mantenha o modelo de densidade MVCT atualizado. Os valores de MVCT podem se desviar com o tempo. O Adaptive aplica o modelo de densidade de MVCT que estava presente quando a fração foi aplicada. As alterações no modelo de densidade não podem ser aplicadas retroativamente às frações anteriores.

O mapeamento entre a imagem de planejamento e a imagem mesclada diária é deformável, a fim de abordar possíveis alterações na anatomia entre a imagem de planejamento e as imagens subsequentes. Por exemplo, se houver perda de peso, algumas áreas de tecido encolherão mais do que outras.

O algoritmo para calcular essa deformação é o mesmo para a fusão deformável, com configurações diferentes para representar os diferentes tipos de imagem e um valor de suavização predeterminado com base em dados de imagem típicos. O registro deformável deve ser avaliado para determinar a relevância clínica dos resultados do Adaptive. Não é possível editar o registro deformável.

Para fins de replanejamento, os contornos planejados originais e a distribuição de dose planejada ou acumulada devem ser mapeados para a nova imagem de CT de planejamento. Tal como acontece com o monitoramento off-line, esse mapeamento é deformável e o mesmo algoritmo é usado, com configurações adequadas para registrar duas imagens de kVCT em conjunto.

OBSERVAÇÃO: Você pode revisar a imagem mesclada no software *PreciseART*, mas não pode modificá-la.

As seguintes suposições são inerentes ao monitoramento do Adaptive:

- A aplicação da máquina é consistente com o plano.
- A anatomia do paciente fora do campo de visão da MVCT é consistente com a imagem de planejamento.
- A posição do paciente durante o tratamento é estável desde a aquisição da imagem MVCT diária até o tratamento diário.

ATENÇÃO: Se você planejar com mais frações do que o necessário (porque esqueceu de considerar a dose já aplicada) e aplicar essas frações ao paciente, isso pode resultar em lesões ou morte do paciente. Ao criar um novo plano, certifique-se de reduzir a prescrição para contabilizar as frações já aplicadas. Descontinue o plano original se você não pretende usá-lo.

Operações de VOI

As operações de VOI no *Accuray Precision* System são realizadas convertendo a representação de contorno de um ou mais VOI em uma única representação volumétrica. A seguir, os novos contornos são extraídos da representação volumétrica com base na operação desejada.

Todas as operações de VOI são executadas em três etapas:

1. Converta um VOI em sua representação volumétrica. Opcionalmente, esta representação volumétrica é aumentada (ou reduzida) durante o processo de conversão. O aumento pode ser executado de forma independente ao longo das seis direções do paciente (Anterior, posterior, superior, inferior, esquerda do paciente e direita do paciente).
2. Opcionalmente, converta um segundo VOI em sua representação volumétrica com o mesmo aumento opcional. O resultado dessas duas etapas é uma única representação volumétrica em que voxels individuais são marcados como pertencentes ao VOI 1, ao VOI 2, a ambos ou a nenhum deles.
3. Gere um novo conjunto de contornos que compreenda todos os voxels na representação volumétrica que atenda aos critérios definidos pelo operando e combine-os com ou substitua o VOI de destino.

Há um total de 5 operadores possíveis na operação de VOI:

1. Mais – O novo conjunto de contornos compreende voxels que estejam marcados como do primeiro VOI, do segundo VOI ou de ambos.
2. Menos – O novo conjunto de contornos compreende voxels que estejam marcados como do primeiro VOI, mas não do segundo VOI.
3. Copiar – O novo conjunto de contornos compreende voxels que estejam marcados como do primeiro VOI.
4. Fazer interseção – O novo conjunto de contornos compreende somente voxels que estejam marcados como do primeiro VOI e do segundo VOI.
5. Redimensionar – O novo conjunto de contornos compreende voxels que estejam marcados como do primeiro VOI e o VOI de destino é restringido para ser o mesmo que o primeiro VOI.

O VOI de destino pode ser afetado de duas formas por uma operação de VOI:

1. Adicionar a – O VOI de destino atual é combinado com os contornos resultantes produzidos pela operação de VOI. A combinação é feita da mesma maneira que uma operação Mais (ambos os conjuntos de contornos são convertidos para sua representação volumétrica e um conjunto final de contornos é extraído).
2. Substituir – Quaisquer contornos contidos no VOI de destino são excluídos e os contornos produzidos pela operação de VOI são copiados para se tornarem o novo VOI de destino.

Conversão do contorno do VOI para volume de máscara

O *Accuray Precision* System usa o que é chamado de “volume de máscara” para armazenar uma representação volumétrica dos VOI contornados pelo usuário durante o processo de criação do plano de tratamento. Esta representação volumétrica é usada pelo sistema para várias finalidades durante o processo de planejamento, sendo a principal delas o cálculo dos gráficos de DVH e a tabela de estatísticas de doses. O volume de máscara consiste em uma série de valores inteiros conceitualmente arranjados em um prisma retangular cujas dimensões correspondem à varredura de CT de base e que representam subvolumes chamados de voxels. A representação volumétrica de um VOI indica quais voxels no volume de máscara são partes de um VOI.

O algoritmo de geração de volume de máscara foi projetado para converter os contornos do VOI, sejam desenhados pelo usuário ou gerados pelo sistema via algoritmos de geração de contornos, na representação volumétrica armazenada no volume de máscara. O algoritmo processa os contornos em cortes e, portanto, tem natureza similar aos algoritmos de rasterização usados em gráficos 2D de computador. O *Accuray Precision* System apresenta uma versão aprimorada desse algoritmo, que foi projetada para fornecer a manipulação mais precisa dos contornos e maior velocidade. Este algoritmo usa a seguinte regra para determinar se um voxel deve ser considerado parte de um VOI: se o centro de um voxel, visualizado no mesmo plano que o contorno, cair dentro ou sobre o contorno, então o voxel é tratado como interno ao contorno.

ATENÇÃO: Se um VOI tiver contornos que se estendam além do limiar da imagem de CT principal, a ultrapassagem da densidade que o usuário definiu para este VOI não será aplicada à porção que está fora do limiar da imagem de CT principal. Se isto ocorrer, resultará em um cálculo de dose inválido.

AutoSegmentation

As ferramentas de AutoSegmentation™ no Sistema de planejamento *Accuray Precision* podem ser usadas para contornar automaticamente a pele ou estruturas para a pelve masculina, cabeça, pescoço e cérebro. A *AutoSegmentation* do cérebro requer uma imagem de RM ponderada em T1.

Máscara

A pele é contornada automaticamente usando um algoritmo baseado em limiares. Existem três parâmetros especificáveis pelo usuário: o limite, o número máximo de conjuntos de contornos e o tamanho mínimo do contorno. O valor de limiar pode ser aumentado se o contorno capturar uma parte muito grande da imagem ou diminuído se o contorno não capturar o suficiente.

O número máximo de conjuntos de contornos geralmente deve ser igual ao número máximo de contornos que se espera em uma única corte. Por exemplo, em um caso de cabeça e pescoço, o contorno da cabeça (ou parte superior dos ombros) tem apenas um contorno, então 1 é uma boa escolha. Mas, para um caso de tórax, 3 é uma boa escolha para que ambos os braços também sejam contornados. Definir esse valor o mais baixo possível pode reduzir contornos espúrios.

O tamanho mínimo do contorno, medido em voxels, também pode ser usado para evitar contornos espúrios.

Cérebro

O recurso de *AutoSegmentation* do Cérebro fornece a segmentação automática de uma série de estruturas cranianas, incluindo parcelas corticais, usando uma abordagem de segmentação baseada em atlas. A abordagem baseia-se em um conjunto de atlas anatômicos, consistindo em imagens em níveis de cinza e contornos correspondentes. As imagens de atlas de nível cinza são registradas nas imagens de RM com ponderação de T1 do paciente com um algoritmo de registro não rígido, fornecendo um mapeamento entre os contornos e a imagem do paciente.

O registro não rígido das imagens RM do paciente para os atlas de RM é realizado em um processo de três estágios. Primeiro, é calculado um registro afim entre as duas imagens, usando uma pirâmide de resolução múltipla de três níveis. Em segundo lugar, um registro não rígido de multi-resolução é executado, usando os parâmetros da transformação afim como a transformação inicial. Em terceiro lugar, a transformação não rígida resultante é usada para desviar a imagem de rótulo do atlas, resultando em um mapeamento entre o delineamento anatômico no atlas e a imagem do paciente.

Por causa da variabilidade inerente da anatomia craniana entre pacientes, o sistema corresponde a imagem do paciente com vários atlas e subsequentemente determina uma segmentação combinada ideal. Os atlas de RM mais apropriados são selecionados automaticamente pelo sistema, em um banco de dados de atlas.

Para atingir a mais alta precisão de segmentação possível, recomenda-se usar varreduras de RM ponderadas em T1 com parâmetros de sequência de imagens semelhantes aos parâmetros listados na tabela abaixo.

Sequência	MP-RAGE
TR (ms)	9,7
TE (ms)	4,0
Ângulo de inversão (°)	10
TI (ms)	20
TD (ms)	200

Cabeça e pescoço

Tal como acontece com a *AutoSegmentation* do Cérebro, o algoritmo *AutoSegmentation* de Cabeça e pescoço é baseado em atlas, usando os mesmos algoritmos de registro rígidos e não rígidos que são usados para o cérebro. A imagem a ser segmentada corresponde a uma série de imagens de atlas segmentadas e a informação resultante é combinada para criar uma única segmentação.

Os olhos e lentes são segmentados usando um algoritmo com base em modelo. Como a estrutura do atlas é diferente do método para o Cérebro, o algoritmo não é idêntico, mas usa os mesmos princípios.

Em outros lugares, os resultados das segmentações do atlas são modificados para atender às restrições anatômicas. As principais restrições que o usuário deve ter em atenção são as seguintes:

- As parótidas não podem se sobrepor à mandíbula.
- A corte superior da medula espinhal deve estar adjacente à corte inferior do tronco encefálico.
- A medula espinhal deve estar contida no interior do canal espinhal.
- Os nervos ópticos não podem se sobrepor ao globo ocular ou ao quiasma.
- O cristalino deve estar contido no interior dos globos oculares.

Para a cabeça e o pescoço, há funcionalidades de edição que funcionam em 3 dimensões, estendendo as edições do usuário às cortes adjacentes de uma forma suave. Sempre que possível, o algoritmo de edição respeita as

restrições acima, exceto que os contornos modificados pelo usuário geralmente têm prioridade. Por conveniência, os nervos ópticos e as parótidas são tratados especialmente a esse respeito. Se o usuário derrubar uma parótida na mandíbula ou o nervo óptico no globo ocular, essas edições serão “afastadas” quando o botão **Update** (Atualizar) for pressionado.

Pélvis masculina

A *AutoSegmentation* de Pélvis masculina usa segmentações baseadas em atlas para algumas de suas estruturas, mas também depende significativamente da segmentação baseada em modelo. Os algoritmos com base no modelo têm modelos explícitos para os órgãos de interesse. Eles incluem a gama de formas que cada um pode assumir em várias condições (por exemplo: bexiga vazia ou cheia, distensão do reto). Os modelos também incluem as relações espaciais esperadas entre os órgãos (por exemplo: a bexiga está acima da próstata), as intensidades de imagem típicas associadas aos órgãos e outro material (tecido adjacente, gordura, urina, material fecal e gás) e vários marcos visíveis na imagem.

Os modelos são desenvolvidos por meio de um processo chamado de treinamento. Durante o treinamento, os dados são extraídos de uma série de segmentações da anatomia desejada. Os dados são encapsulados em um modelo de forma que captura as variações típicas vistas nos dados de treinamento e um modelo de aparência associado que captura a distribuição das intensidades da imagem vista em cada região do modelo de forma.

O algoritmo *AutoSegmentation* aproveita estas informações baseadas em modelo, as intensidades da imagem de CT do conjunto de imagens fornecido pelo usuário e os pontos de inicialização (opcionais) definidos pelo usuário para segmentar automaticamente a anatomia. Se fornecidos, os pontos de inicialização são usados para guiar o processo de segmentação automático em áreas onde os dados de imagem são ambíguos. Isso permite que o usuário guie a segmentação automática para produzir um resultado que melhor corresponda seu próprio julgamento de onde está o limiar de VOI. Depois da *AutoSegmentation*, o usuário pode ajustar o limite resultante usando as ferramentas de edição no Sistema de planejamento *Accuray Precision* conforme necessário.

O algoritmo opera em três dimensões. Quando o algoritmo chegar a uma solução, os contornos 2D são extraídos dos objetos 3D. Esses contornos 2D são então exibidos para o usuário como sobreposições em dados da imagem associada.

Tanto para a pélvis masculina como para a cabeça e o pescoço, os contornos que são exibidos no Sistema de planejamento *Accuray Precision* foram suavizados usando interpolação de primeira ordem entre os pontos em 2D e 3D. No entanto, uma representação em voxel do VOI é usada ao calcular informações dosimétricas. A representação de voxels é deduzida da representação do segmento de linha 2D suavizada. Os usuários podem visualizar a representação de voxels selecionando a visualização de VOI como sobreposições semiopacas e aumentando o zoom em um VOI.

Algoritmos para otimização e cálculo da dose

- Visão geral das etapas de otimização 477
- Etapa de otimização 1: Calcular o sinograma inicial 478
- Etapa de otimização 2: Atualizando as ponderações do subfeixe . . . 495
- Etapa de otimização 3: Aplicando o fator de modulação. 503
- Etapa de otimização 4: Calcular a dose. 504
- Etapa de otimização 5: Escalar a dose para atender à prescrição . . . 508
- Etapa de otimização 6: Exibir a dose 509
- Calcular a dose final 511
- Algoritmo de planejamento antecipado para TomoDirect 512
- Algoritmo 3D conformal (3DCRT). 515
- Algoritmo de transferência do plano. 516

Visão geral das etapas de otimização

As seções de otimização deste capítulo descrevem a otimização para o planejamento inverso IMRT. O planejamento 3D Conformal é discutido em “Algoritmo 3D conformal (3DCRT)” (página 515) e o Planejamento antecipado é discutido em “Algoritmo de planejamento antecipado para TomoDirect” (página 512).

No planejamento, a otimização é o processo iterativo de ajustar o padrão de aplicação da fluência (sinograma de MLC) para alcançar uma distribuição de dose que atenda ao ponto de DVH da prescrição e tente atender a outras metas do plano, indicados por pontos de DVH, importâncias e penalidades. Em cada iteração, a distribuição da dose no paciente é calculada, seja através de um cálculo da dose total ou usando um método de rastreamento de raios simples para prever pequenas alterações em relação ao cálculo da dose total mais recente.

O sinograma MLC é o único parâmetro de plano otimizado pelo sistema de planejamento. O modo de aplicação (helicoidal ou *TomoDirect*), o modo do plano (IMRT neste caso), a largura do campo, o modo da garra (fixo ou dinâmico) e o passo na direção x devem ser definidos pelo usuário antes do início da otimização. A velocidade do gantry e da mesa são calculadas mais tarde, não otimizadas, conforme indicado em “Calcular a dose final” (página 511).

A seguir, está o ciclo de otimização:

1. Calcule o sinograma inicial (apenas a primeira iteração; “Etapa de otimização 1: Calcular o sinograma inicial” (página 478)). Em seguida, passe para a etapa 4.
2. Ajuste as ponderações de subfeixes do sinograma de acordo com a equação de atualização de fluência (“Etapa de otimização 2: Atualizando as ponderações do subfeixe” (página 495)). Em seguida, siga para a Etapa 3.

3. Trunque todas as ponderações de subfeixe que excederem o máximo permitido pelo fator de modulação (“Etapa de otimização 3: Aplicando o fator de modulação” (página 503)). Em seguida, siga para a Etapa 4.
4. Calcule a dose para o sinograma atual (“Etapa de otimização 4: Calcular a dose” (página 504)). Em seguida, siga para a Etapa 5.
5. Reduza a dose para atender ao ponto de prescrição primário (“Etapa de otimização 5: Escalar a dose para atender à prescrição” (página 508)). Em seguida, siga para a Etapa 6.
6. Atualize a exibição do DVH e da isodose no *Accuray Precision* System (“Etapa de otimização 6: Exibir a dose” (página 509)).

   Se a otimização não foi pausada pelo usuário e o número designado de iterações não foi excedido, avance para a Etapa 2 para a próxima iteração.

   As etapas do cálculo da dose final são discutidas em “Calcular a dose final” (página 511). Quando você clica em **Get Final Dose** (Obter dose final), o sinograma otimizado é convertido em um sinograma de aplicação para ser usado pelo sistema.

Etapa de otimização 1: Calcular o sinograma inicial

Introdução aos sinogramas

Um **sinograma** é uma matriz de dados bidimensional que consiste de linhas que representam **projeções** e 64 colunas que representam as lâminas do MLC. Cada elemento no sinograma representa um **subfeixe**. O nível de cinza de cada subfeixe indica a quantidade de fluência ou o tempo de abertura de uma lâmina específica em um intervalo específico de posições do gantry e da mesa correspondentes a essa projeção.

Projeções

Para otimizar o padrão de aplicação do MLC, a rotação contínua do gantry e a translação da mesa são divididas em unidades discretas chamadas de **projeções**.

Para um plano de tratamento *TomoHelical*, existem 51 projeções por rotação do gantry de 360 graus. Assim, cada projeção corresponde a um arco de 7,06 graus de rotação contínua do gantry. Para os planos *TomoDirect*, cada ângulo de gantry é dividido em várias projeções, conforme determinado pelo valor do passo na direção x definido pelo usuário.

Uma projeção representa uma oportunidade para que cada lâmina do MLC abra e feche até uma vez. Uma lâmina pode ficar aberta por toda a projeção, fechada por toda a projeção ou aberta durante algum percentual da projeção. Se uma lâmina estiver aberta por menos de 100% do tempo da projeção, a lâmina ficará aberta quando o gantry e a mesa estiverem localizados na porção central da projeção. Por exemplo, um subfeixe com

50% de intensidade abriria por 25% do caminho no deslocamento até o gantry e a mesa ao longo da projeção, e fecharia por 75% desse caminho, para atingir 50% do tempo de abertura centralizado na projeção.

Para um plano de tratamento *TomoHelical*, o número de ângulos de projeção por rotação no sistema de planejamento é definido como 51 para alcançar uma resolução de aplicação aceitável sem exceder a capacidade de memória do otimizador e do calculador de dose. Um número ímpar de projeções por rotação foi usado para evitar projeções em oposição paralela.

Nas versões de software anteriores, o cálculo da dose helicoidal foi discretizado para assumir que toda a radiação foi aplicada a partir das posições do gantry e da mesa no centro de cada projeção. Essa aproximação produziu um bom acordo entre os planos de tratamento e as medições da aplicação, exceto no caso de alvos pequenos fora de eixo e pequenos fatores de modulação (ou seja, lâminas abertas por uma grande fração do tempo de projeção). A aproximação foi melhorada em versões de software recentes por uma técnica que às vezes é referida como *superamostragem:*

- Para planos helicoidais, o cálculo da dose se aproxima da dose a ser aplicada a partir de três amostras discretas por projeção.
- Para planos *TomoDirect*, pelo menos duas amostras discretas por corte da imagem de planejamento são geradas, arredondadas até o número ímpar mais próximo de amostras por projeção.

Uma amostra é uma posição de origem distinta a partir da qual os raios são rastreados e corresponde a posições discretas do gantry e da mesa.

Subfeixes

Um **subfeixe** representa o tempo de abertura da lâmina ou fluência através de uma determinada lâmina em uma determinada posição de projeção. Os subfeixes representam as unidades básicas de otimização.

Para um plano de tratamento helicoidal, existem *64*51 = 3.264* subfeixes por rotação do gantry. O número de rotações do gantry depende do comprimento do alvo, do tamanho do campo e do passo na direção x.

As instruções de aplicação do MLC são armazenadas como valores de ponto flutuante de dupla precisão, resultando em um número muito grande de “níveis” de intensidade discreta (precisão mais alta que a aplicável). O número de possíveis níveis de intensidade para um subfeixe único depende da taxa de pulso do LINAC e do tempo de projeção, em que o *tempo de projeção = período de gantry/51*, para planos helicoidais.

Sinograma

O eixo vertical do sinograma pode ser considerado uma representação discretizada do tempo e da posição da mesa. Para tratamentos helicoidais, o eixo vertical do sinograma é também uma representação discretizada e cíclica da posição do gantry. Deslocando-se em etapas através das linhas (projeções) do sinograma no tempo, as lâminas são configuradas conforme indicado em cada linha, enquanto a mesa, o gantry e as garras (quando aplicável) se movem conforme especificado no plano.

Os sinogramas recebem o nome do padrão sinusoidal visto na intensidade do subfeixe para um plano helicoidal. Não é uma sinusoide perfeita, devido à divergência do feixe e das formas do alvo não uniformes. As seguintes observações aplicam-se ao sinograma para um plano helicoidal:

- A amplitude da onda senoidal indica a distância entre o alvo e o eixo central. Se o alvo estivesse localizado precisamente no isocentro da máquina, apenas as lâminas centrais seriam necessárias para tratar o alvo e o sinograma conteria uma linha vertical reta no centro do sinograma (onda senoidal de zero amplitude). Para alvos não localizados no eixo central, é utilizada uma série de lâminas para tratar o alvo à medida que o gantry gira.
- A espessura da onda senoidal indica a largura do alvo no plano transversal. Um alvo maior requer mais lâminas abertas em cada ângulo de projeção.
- O período da onda senoidal corresponde a uma rotação do gantry (51 linhas de sinograma). Embora possa haver múltiplas ondas senoidais representando múltiplas estruturas em um plano complexo, todas as ondas senoidais terão o mesmo período.
- O comprimento da onda senoidal (número de projeções) é determinado pelo comprimento do alvo, pela largura do campo e pelo passo na direção x.
- Uma onda senoidal escura representa um alvo e uma onda senoidal branca representa uma estrutura de evitação.

No sinograma de fluência planejado mostrado no relatório do plano, todos os níveis de cinza são relativos ao tempo máximo de abertura da lâmina no sinograma. Portanto, há um pixel preto em cada sinograma.

Determinar o número de projeções no sinograma

O otimizador requer como entrada um sinograma inicial que identifique os subfeixes que estão disponíveis para otimização. Os subfeixes são projetados através do paciente para determinar se eles cruzam uma estrutura-alvo ou bloqueada. Isso requer informações básicas sobre a geometria do plano: posições da mesa, gantry e garra em cada projeção do sinograma

O sinograma é inicialmente criado com projeções suficientes para cobrir todo o volume da imagem de planejamento.

Para os planos helicoidais, o passo na direção x P_H define a relação entre as posições da mesa e do gantry:

$$P_H = d / W$$

onde d é a distância do deslocamento da mesa por rotação do gantry e W é a largura de campo nominal no isocentro (1,0 cm, 2,5 cm ou 5,0 cm).

O número de rotações N_R no sinograma inicial para um plano helicoidal é:

$$N_R = \frac{N_S\ x}{P_H\ W},$$

onde N_s é o número de cortes na imagem de planejamento e x é o espaçamento do corte da imagem de planejamento.

O número de projeções N_P no sinograma inicial para um plano helicoidal é:

$N_P = 51\ N_R$.

O passo na direção x helicoidal não tem unidade. O valor máximo permitido é 0,5. O passo na direção x helicoidal pode ser conceitualizado como "aperto" ou quantidade de sobreposição, no padrão de aplicação helicoidal. Um número menor para rotação ao redor do eixo x implica mais sobreposição nas rotações. Para um número menor no passo na direção x, são necessárias mais rotações para cobrir o mesmo comprimento do alvo.

Para os planos helicoidais, a primeira linha de um sinograma representa inicialmente uma projeção centralizada em ângulo de gantry de 0 graus. No entanto, o sinograma é posteriormente truncado para remover projeções de lâminas fechadas desde o início do sinograma. Assim, a primeira linha do sinograma exibida no relatório do plano não representa necessariamente uma projeção centralizada em ângulo de gantry de 0 graus.

DICA: Para um plano helicoidal, à medida que o gantry gira em torno de um alvo fora do eixo, a distância da origem ao alvo varia, impactando a taxa de dose (efeito quadrado inverso), tamanho do feixe (efeito de divergência) e taxa de fluência (forma do perfil transversal). Juntas, as rotações sobrepostas podem resultar em um padrão de ondulações na distribuição de dose ao longo do eixo longitudinal, que às vezes é chamado de efeito de linha helicoidal. As ondulações são previstas pelo cálculo da dose de TPS e são uma consequência do padrão de aplicação helicoidal. Ao selecionar o valor do passo na direção x para a largura do campo, a posição fora do eixo do alvo e a dose prescrita, o efeito da linha pode ser minimizado. Consulte na Tabela II em Mingli Chen 2011 os valores recomendados de passo na direção x.

Para os planos *TomoDirect*, a rotação ao redor do eixo x na direção P_{TD} é definida como o deslocamento da mesa em cm por projeção de sinograma. O passo na direção x no *TomoDirect* tem unidades de cm/projeção. O valor máximo permitido é 0,5. Quando o tamanho do campo é selecionado para um plano *TomoDirect*, o passo na direção x do *TomoDirect* tem como padrão um décimo da largura do campo. Uma projeção representa uma oportunidade para que cada lâmina abra e feche até uma vez. Portanto, o passo na direção x no *TomoDirect* pode ser conceitualizado como a resolução do padrão de aplicação *TomoDirect* ao longo do eixo longitudinal. Um número menor para o passo na direção x implica uma resolução mais fina no padrão da aplicação.

IMPORTANTE: Se o passo na direção x selecionado no *TomoHelical* ou *TomoDirect* for muito pequeno, os tempos de abertura da lâmina serão muito curtos. Isso pode resultar em um plano que não atende a dose de prescrição (devido ao limiar dos tempos de abertura da lâmina ≤18 ms) e aos resultados médios de QA do paciente (consulte Westerly 2009 e o capítulo de QA do paciente).

Determinar o movimento das garras dinâmicas

O movimento da garra para um plano de garras dinâmicas não é determinado por um processo de otimização iterativa. Em vez disso, as posições da garra devem ser calculadas antes da otimização do sinograma MLC. Esta seção descreve como as posições da garra são determinadas para cada projeção de sinograma.

As posições da garra são um elemento da otimização do MLC. As posições da garra determinam a extensão de cada subfeixe e, portanto, a interseção de cada subfeixe com o paciente – impactando a seleção do subfeixe inicial e otimização e cálculo da dose em cada iteração.

Arquivo de controle de garras dinâmicas

Esta seção apresenta os arquivos de controle que contêm instruções para o movimento das garras dinâmicas. Um arquivo de controle de garras dinâmicas é necessário para os procedimentos de QA da máquina e procedimentos de tratamento com garras em movimento. Para um plano de tratamento do paciente, as instruções da garra estão incorporadas no plano do paciente. Para um procedimento de QA da máquina, os arquivos estão no formato de texto (*.txt*) e o nome do arquivo e o local de armazenamento são mencionados no arquivo XML.

A figura abaixo mostra um exemplo de um desses arquivos, que é fornecido pela Accuray para usar com o módulo TQA™ **Dynamic Jaws – Jaw Sweep** (Garras dinâmicas – varredura de garra) (um paciente da QA da máquina). A primeira coluna representa o número da projeção do sinograma MLC. A segunda coluna representa as posições da Garra frontal em cm e a terceira coluna representa as posições da Garra posterior em cm. Consulte a seção referente à garra no capítulo Visão geral do sistema, para ver a correspondência entre as posições da garra e os tamanhos nominais dos campos. Os pontos de controle especificam as posições da garra no início das projeções do sinograma MLC listadas na coluna de projeção (a primeira projeção é 0). O número de projeções por rotação do gantry ou o número de projeções por segundo é especificado em outro local.

Se o próximo ponto de controle tiver posições de garra diferentes das do ponto de controle anterior, as garras se moverão a uma velocidade constante para chegar ao próximo ponto de controle no início da projeção indicada. A velocidade das garras dependerá do tempo e da distância de deslocamento entre os pontos de controle. A velocidade máxima permitida da garra é de 25 mm/s (projetada para o isocentro, em números de garras).

OBSERVAÇÃO: Para especificar a posição da garra na projeção média, um valor decimal pode ser usado para o número da projeção (apenas procedimentos de QA da máquina).

No exemplo abaixo, o procedimento começa com as garras abertas simetricamente para a largura de campo nominal de 5 cm. Das projeções 10 a 30, as garras passam lentamente para uma posição fechada. Das projeções 30 a 40, as garras permanecem fechadas. Das projeções 40 a 44, as garras abrem-se rapidamente para a largura do campo de 5 cm. Das projeções 44 a 46, as garras permanecem na largura do campo de 5 cm. Das projeções 46 a 50, as garras fecham-se rapidamente. Das projeções 50 a 60, as garras permanecem fechadas. Das projeções 60 a 62, as garras se movem para uma largura assimétrica de J20 mm centralizada em uma posição de garra de 11 mm, na qual permanecem até a projeção 65. Das projeções 65 a 67, as garras se movem para uma largura assimétrica de J20 mm centralizada na posição da garra de 6 mm e assim por diante.

Exemplo de arquivo de garras dinâmicas: Módulo “Dynamic Jaws – Jaw Sweep” (Garras dinâmicas – varredura da garra) do *TQA*. *Esquerdo:* Captura de tela das primeiras linhas diversas no arquivo de texto da garra dinâmica. *Direito:* Plotagem do seletor do arquivo da garra dinâmica na ferramenta **Basic Create** (Criação básica) do TDC. O eixo de posição está em números de garra. Os pontos de controle roxos correspondem à garra frontal e os vermelhos correspondem à garra posterior.

Exemplo de garras dinâmicas

A imagem abaixo mostra um tratamento de garras dinâmicas com a largura do campo de 5 cm. A mesa se desloca a uma velocidade constante na direção +IEC Y, na direção do feixe. A interseção das linhas verdes marca o isocentro da radiação. As linhas tracejadas pretas representam a largura do campo de 5 cm. As linhas sólidas em azul e roxo representam as posições da garra frontal e posterior, respectivamente (a garra posterior está sempre localizada no lado +IEC Y da garra frontal). À medida que o alvo entra no feixe, a posição da garra posterior se move logo à frente do alvo (começando com uma separação mínima da garra de J07), expandindo-se continuamente até atingir o tamanho do campo de 5 cm. As garras ficam totalmente abertas para o tamanho do campo de 5 cm, enquanto a porção central do alvo está sendo tratada. À medida que a parte inferior do alvo começa a se mover além do feixe, a posição da garra frontal diminui para a separação mínima da garra, seguindo a borda inferior do alvo. As posições discretas da garra são ilustradas aqui, mas o movimento da garra é contínuo durante a porção da "garra deslizante" da aplicação.

Imagens da aplicação da garra dinâmica de 5 cm

Alvo único

A tabela abaixo descreve as fases do movimento das garras dinâmicas para tratar um único alvo. Nas fases I, III e V, as garras não se movem. Na fase II, a garra posterior está em movimento. Na fase IV, a garra frontal está em movimento. As garras frontal e traseira não se movem ao mesmo tempo durante um plano de alvo único.

A separação mínima entre as garras frontal e traseira é de J07. A largura mínima da garra foi escolhida para garantir a estabilidade da saída do feixe e evitar uma situação com modulação excessiva para tamanhos de campos dinâmicos muito estreitos, o que poderia tornar o tempo de tratamento muito longo. Durante as partes de início e parada da execução de um tratamento de garras dinâmicas, as garras gradualmente se transpõem de/para uma largura mínima da garra de J07.

A tabela abaixo refere-se às posições máximas da garra nos lados -IEC Y e +IEC Y do isocentro. As posições máximas da garra para um determinado alvo são determinadas de acordo com os seguintes critérios:

- As posições da garra não podem se estender para fora dos limites da largura do campo selecionado. Por exemplo, na imagem acima, as linhas tracejadas pretas indicam os limites da largura do campo fixo de 5 cm; nenhuma garra pode ser posicionada fora das linhas tracejadas pretas.
- As posições máximas da garra dinâmica não podem formar um tamanho de campo que exceda o comprimento do alvo.

Estágio	Painel	Garra frontal	Garra posterior
I	1	Fixo na *posição máxima* no lado -IEC Y do isocentro	Fixo com separação de J07 da garra frontal
II	2, 3, 4	Fixo na *posição máxima* no lado -IEC Y do isocentro	A garra está abrindo, deslocando-se por 3,5 mm à frente da extremidade superior do alvo (nos números da garra)
III	5	Fixo na *posição máxima* no lado -IEC Y do isocentro	Fixo na *posição máxima* no lado +IEC Y do isocentro
IV	6, 7, 8	A garra está fechando, seguindo por 3,5 mm atrás da extremidade inferior do alvo (nos números da garra)	Fixo na *posição máxima* no lado +IEC Y do isocentro
V	9	Fixo com a separação J07 da garra posterior	Fixo na *posição máxima* no lado +IEC Y do isocentro

OBSERVAÇÃO: O planejamento de garras dinâmicas não está disponível para a seleção de largura de campo de 1 cm, uma vez que as larguras de campo máxima e mínima seriam as mesmas.

OBSERVAÇÃO: Para um alvo com comprimento ≤1 cm, as garras serão fixadas no tamanho do campo de J07 ao longo da aplicação (efetivamente, uma aplicação de garras fixas).

OBSERVAÇÃO: Se o alvo for menor que a largura do campo selecionado, mas maior que 1 cm, as posições máximas da garra serão reduzidas simetricamente para corresponder ao tamanho do alvo. As garras começam com a garra frontal na sua posição máxima e a garra posterior na separação J07 mínima (Fase I). Então, a garra posterior começa a se abrir para sua posição máxima (Fase II). As duas garras estão abertas na posição máxima por apenas um instante (Fase III), então imediatamente a garra frontal começa a fechar (Fase IV), atingindo a separação mínima (Fase V).

OBSERVAÇÃO: Para um plano de alvo único com um comprimento do alvo ≤2,5 cm, não há diferença entre um plano de garras dinâmicas J42 e um plano de garras dinâmicas J20.

A garra posterior se desloca 3,5 mm à frente do alvo (nos números da garra) até atingir a largura máxima do campo. À medida que o alvo começa a sair do feixe, a garra frontal segue 3,5 mm atrás do alvo até atingir a largura da garra de J07.

Múltiplos Alvos

Esta seção explica o movimento das garras dinâmicas para planos com vários alvos, que possuem alguma separação ao longo do eixo Y. Existem três cenários possíveis, dependendo da separação dos alvos ao longo do eixo Y:

- Lacuna curta: Se os alvos estiverem separados por menos de aproximadamente 1 cm ao longo do eixo Y, as garras precisarão permanecer totalmente abertas no espaço entre os alvos. A abertura da garra posterior pode ser reduzida após o primeiro alvo terminar a saída do feixe. As lâminas só serão abertas para os subfeixes que cruzarem um alvo.
- Lacuna longa: Se os alvos estiverem suficientemente separados (por um pouco mais de uma largura de campo) ao longo do eixo Y, a abertura da garra reduzirá todo o caminho até J07 nas extremidades superior e inferior de cada alvo. As lâminas só serão abertas para os subfeixes que cruzarem um alvo, então algumas projeções no espaço não terão lâminas abertas.

- Lacuna intermediária: Se os alvos forem separados por mais de 1 cm, mas inferior a apenas uma largura de campo ao longo do eixo Y, a abertura da garra diminuirá o máximo possível nas bordas do alvo, mas não atingirá a largura mínima de J07 entre os alvos. As lâminas só serão abertas para as projeções que cruzarem um alvo, mas alguma fluência primária será enviada para a lacuna, porque o tratamento do primeiro alvo não será concluído antes que a garra frontal esteja aberta para começar a cobrir o segundo alvo.

A tabela abaixo descreve o movimento da garra em cada fase da aplicação. A separação mínima da garra na extremidade inferior do alvo *t* (garras no lado -Y do feixe) é a mesma que a separação mínima da garra na extremidade superior do alvo *t+1* (garras no lado +Y do feixe).

Fases da aplicação de garras dinâmicas à medida que a mesa move o alvo através do feixe, no caso de múltiplos alvos (t = 1, 2, .) separados em distância ao longo do eixo IEC Y.

Estágio	Descrição	Garra frontal	Garra posterior
I	Início do tratamento para o alvo *t*	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t* no lado -IEC Y do isocentro	Fixo com separação de J07 da garra frontal
II	O alvo *t* está entrando no feixe	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t* no lado -IEC Y do isocentro	A garra está abrindo, deslocando-se por 3,5 mm à frente da extremidade superior do alvo (nos números da garra)
III	A porção central do alvo *t* está sendo tratada	Fixo na *posição máxima* para o alvo t no lado -IEC Y do isocentro	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t* no lado +IEC Y do isocentro
IV	O alvo *t* está saindo do feixe	A garra está fechando, seguindo por 3,5 mm atrás da extremidade inferior do alvo (nos números da garra)	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t* no lado +IEC Y do isocentro
V	O alvo *t* termina sua saída do feixe	Fixo com a *separação mínima de garra* da garra posterior (a separação mínima depende do espaçamento entre *t* e *t+1*)	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t* no lado +IEC Y do isocentro
VI	Na lacuna entre os dois alvos *t* e *t+1*	A garra está abrindo rapidamente para a *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado -IEC Y do isocentro.	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t* no lado +IEC Y do isocentro.

Estágio	Descrição	Garra frontal	Garra posterior
VII	Na lacuna entre os dois alvos *t* e *t+1*	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado -IEC Y do isocentro	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t* no lado +IEC Y do isocentro.
VIII	Na lacuna entre os dois alvos *t* e *t+1*	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado -IEC Y do isocentro	A garra está fechando rapidamente até a *separação mínima* da garra frontal (a separação mínima depende do espaçamento entre *t* e *t+1*)
IX	Início do tratamento para o alvo *t+1*	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado -IEC Y do isocentro	Fixo na *separação mínima* da garra frontal (a separação mínima depende do espaçamento entre *t* e *t+1*)
X	O alvo *t+1* está entrando no feixe	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado -IEC Y do isocentro	A garra está abrindo, deslocando-se por 3,5 mm à frente da extremidade superior do alvo (nos números da garra)
XI	A porção central do alvo *t+1* está sendo tratada	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado -IEC Y do isocentro	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado +IEC Y do isocentro
XII	O alvo *t+1* está saindo do feixe	A garra está fechando, seguindo por 3,5 mm atrás da extremidade inferior do alvo (nos números da garra)	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado +IEC Y do isocentro
XIII	O alvo *t+1* termina sua saída do feixe	Fixo com a *separação mínima* da garra posterior (a separação mínima é J07 se *t+1* for o último alvo, caso contrário, a separação mínima dependerá do espaçamento entre *t+1* e *t+2*)	Fixo na *posição máxima* para o alvo *t+1* no lado +IEC Y do isocentro
Se houver alvos adicionais a serem tratados, deixe *t = t+1* e retorne para a etapa VI.			

OBSERVAÇÃO: No caso de múltiplos alvos espaçados estreitamente na direção IEC Y, de modo que a abertura mínima J07 não seja utilizada nas bordas do campo, se um alvo for menor que a largura do campo, é possível que ambas as garras se movam ao mesmo tempo (por exemplo, a garra posterior está abrindo de acordo com a Etapa X, ao mesmo tempo em que a garra frontal está se fechando de acordo com a fase XII).

Otimização e obtenção de dose final com as garras dinâmicas

O algoritmo para otimizar o padrão de aplicação do MLC com garras dinâmicas não é diferente da otimização com garras fixas.

Ao clicar em **Get Final Dose** (Obter dose final), o período real do gantry em segundos, a velocidade da mesa em cm/s e a velocidade da garra em cm/s são determinados. O plano é ajustado para garantir que a velocidade da mesa, a velocidade do gantry, a velocidade da garra e os tempos de abertura da lâmina estejam dentro dos limites de tolerância. Embora as posições da garra sejam limitadas a um intervalo conservador, de modo que fosse improvável que o movimento da garra exigisse que o plano fosse mais lento que um plano de garra fixa da mesma largura de campo, se a velocidade da garra excedesse 25 mm/s, o plano será desacelerado para acomodar o movimento da garra.

Seleção do subfeixe in

Os subfeixes são considerados disponíveis para otimização se qualquer parte do subfeixe passar por um alvo e se nenhuma parte do subfeixe passar por uma estrutura bloqueada.

A definição do **Beam Intersection** (Interseção do feixe) para cada estrutura usada é definida na guia **Optimization** (Otimização). As opções são: **Allowed** (Permitido), **Never** (Nunca) e **Exit Only** (Somente saída).

- Os VOI para os quais a **Beam Intersection** (Interseção do feixe) está definida como **Allowed** (Permitido) também são conhecidos como estruturas *desbloqueadas*. Os subfeixes podem passar por uma estrutura desbloqueada para tratar um alvo.

OBSERVAÇÃO: Importâncias e penalidades podem ser aplicadas para diminuir a intensidade dos subfeixes que passam por uma estrutura, independentemente do estado da interseção do feixe.

- Os VOI para os quais a **Beam Intersection** (Interseção do feixe) está definida como **Exit Only** (Somente saída) também são conhecidos como estruturas *direcionalmente bloqueadas*. Os subfeixes podem passar através de uma estrutura direcionalmente bloqueada para tratar um alvo se, dentro do volume do paciente coberto pelo subfeixe, a distância entre o alvo e a origem for menor do que a distância entre o alvo e a estrutura direcionalmente bloqueada. A distância da origem à estrutura é definida como a distância da origem ao ponto mais próximo

pertencente a essa estrutura que também está localizado dentro do subfeixe.

O parágrafo anterior geralmente é simplificado como: “Os subfeixes podem passar por uma estrutura direcionalmente bloqueada depois de passar pelo alvo, mas não podem passar por uma estrutura direcionalmente bloqueada antes de atingir o alvo (ou seja, os subfeixes podem sair através de uma estrutura direcionalmente bloqueada, mas não podem entrar através de uma estrutura direcionalmente bloqueada).” Essa simplificação é aceitável, desde que se entenda que, para os critérios de interseção do feixe, o subfeixe não é considerado um único caminho linear através do paciente, mas o subfeixe cobre certo volume. Mesmo que uma linha reta possa ser desenhada da origem através do alvo sem passar por uma estrutura direcionalmente bloqueada, um subfeixe não é permitido se uma parte do volume do subfeixe intersectar a estrutura direcionalmente bloqueada antes de atingir o alvo.

- Os VOI para os quais a **Beam Intersection** (Interseção do feixe) está definida como **Never** (Nunca) também são conhecidos como estruturas *completamente bloqueadas*. Os subfeixes podem não passar por estruturas completamente bloqueadas.

OBSERVAÇÃO: Uma estrutura completamente bloqueada ainda receberá a dose devido à dispersão de subfeixes que não passam diretamente através da estrutura bloqueada. O cálculo da dose considera a dose de dispersão.

Os algoritmos iniciais de seleção do subfeixe consideram a amplitude dos ângulos do gantry e as posições da mesa cobertas por cada projeção.

O perfil de fluência para uma lâmina aberta é maior que a sua projeção geométrica de 6,25 mm, devido à penumbra e aos efeitos de origem finita. Ao determinar se um subfeixe passa através de um alvo, o seletor do subfeixe inicial usa uma projeção de subfeixe transversal para cada subfeixe individual que for 0,4 de largura de lâmina mais largo que a projeção de lâmina geométrica nos lados $+X_g$ e $-X_g$; notação de [1]do MLC. O seletor do subfeixe inicial verifica essa região do paciente para ver se o subfeixe passa através de um alvo, ao decidir se um determinado subfeixe está disponível para otimização.

Os primeiros subfeixes disponíveis para otimização ocorrem quando a extremidade superior do alvo cruza a borda inferior do feixe de FWHM. Os últimos subfeixes disponíveis para otimização ocorrem quando a extremidade inferior do alvo cruza a borda superior do feixe de FWHM.

Os contornos do alvo são considerados existir não apenas no centro de cada corte, mas também como persistindo no corte.

1. +Xg e –Xg: O gantry gira no sentido horário e o lado +Xg do MLC é o lado principal do MLC, à medida que o gantry gira.

O sinograma inicial determinado dessa maneira é uma matriz de zeros e uns. Os subfeixes com intensidade zero não estão disponíveis para otimização; essas lâminas permanecerão fechadas e nenhum cálculo de dose é necessário para esses subfeixes. Os subfeixes disponíveis para otimização são chamados de subfeixes “usados”. No sinograma inicial, todos os subfeixes “usados” receberão 100% de intensidade (ou seja, lâminas abertas para 100% das suas projeções correspondentes). As ponderações de intensidade para os subfeixes “usados” serão ajustadas durante o processo de otimização.

OBSERVAÇÃO: Se você deseja alterar as configurações que afetam a geometria do plano, será necessário reciclar o sinograma inicial. Assim, a otimização deve ser cancelada e reiniciada. Se houver resultados de otimização e você tentar alterar as definições na guia **Setup** (Configuração), como o modo de plano, será exibida uma mensagem de confirmação indicando que essa alteração excluirá a otimização. As configurações na guia **Plan** (Plano) que não podem ser alteradas sem cancelar a otimização (por exemplo, passo na direção x) estarão em cinza enquanto houver resultados da otimização.

Evitar pontos quentes e reações cutâneas inesperadas perto da superfície do paciente

Como evitar queimaduras de pele

A Accuray Incorporated utiliza um sistema de planejamento inverso para criar planos de tratamento conformal 3D ou IMRT. Ao usar um sistema de planejamento inverso, os médicos precisam reconhecer o potencial de overdose na pele e tomar as devidas precauções. Os médicos que estão acostumados a sistemas de planejamento antecipado precisam prestar atenção especial a essas diretrizes.

ATENÇÃO: O seguinte pode causar queimaduras cutâneas no paciente:

- Contorno muito próximo da superfície da pele
- Atribuição de dose aos voxels no ar
- Otimização em voxels que são muito grandes
- Erros de configuração do paciente

Observe as seguintes diretrizes para evitar queimaduras cutâneas no paciente:

- Os contornos do alvo não devem incluir voxels de ar
- Ao decidir até que ponto retrair os contornos da superfície da pele, considere o tamanho de um voxel de otimização
- Para melhor controle sobre a distribuição da dose, otimize na grade de maior resolução (para obter melhores informações espaciais, calcule a dose final também na grade de maior resolução)

- Retraia os contornos pelo menos 2 mm dentro da superfície da pele, ou 1 voxel de otimização arredondado para o mm mais próximo, o que for maior
- As dobras cutâneas (por exemplo, no pescoço) tornam a pele efetivamente mais espessa, reduzindo ou eliminando o efeito de preservação da pele. Onde a pele se dobra sobre si mesma, retraia os contornos pelo menos à distância mínima além das dobras cutâneas que são mais internas ao paciente.
- O bolus normalmente não é necessário para tratamentos. Antes de decidir adicionar o bolo, meça a dose de pele com TLD ou outros dosímetros de pele. Se o bolus for utilizado durante os tratamentos, ele deverá ser incluído na imagem de planejamento. Na imagem de planejamento, verifique se há voxels de ar entre o bolus e a pele, e substitua-os pela densidade do tecido/bolus.

Sempre verifique os itens a seguir:

- Garanta um contorno adequado e otimização do tamanho do voxel
- Examine a distribuição de dose do paciente e esteja ciente de que os cálculos de dose na superfície da pele podem não ser precisos
- Examine mapas/sinogramas de fluência para detectar pontos quentes
- Incluir medições de QA do paciente no alvo, na borda do feixe e em qualquer região de expansão dos feixes (flash) TomoDirect™ além do alvo
- Confirme a configuração do paciente com um registro e imagem de MVCT diários

IMPORTANTE: Se o(s) paciente(s) começar(em) a apresentar reações cutâneas inesperadas, não aplique mais frações. Certifique-se de que as recomendações acima sejam seguidas corretamente e entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para obter orientação adicional.

Como o uso inadequado de um sistema de planejamento inverso pode levar a queimaduras cutâneas

A seguir estão as características do sistema de planejamento inverso:

- O usuário desenha contornos e define as metas de prescrição e dosimetria
- O sistema decide quais feixes usar e define a intensidade desses feixes para atingir as metas de otimização especificadas pelo usuário
- Os feixes são considerados disponíveis para otimização se qualquer parte da projeção do subfeixe passar através de um alvo e se nenhuma parte do subfeixe passar através de uma estrutura bloqueada
- O tamanho do voxel de otimização é usado para determinar quais feixes são usados e seus valores de intensidade (cada voxel em resolução **Medium** (Média), **Low** (Baixa) ou **Very Low** (Muito baixa) inclui 4, 16 ou 64 voxels na resolução da imagem nativa, respectivamente)

Durante a otimização, voxels maiores serão direcionados para a dose alvo se incluírem quaisquer voxels menores na resolução de imagem **Fine** (Fina) ou **High** (Alta) que pertencem à máscara de VOI para um alvo. Otimizar em resoluções mais baixas tende a ampliar os volumes tratados.

- O otimizador atribui valores de fluência mais altos aos feixes próximos à borda do alvo para alcançar uma dose alvo uniforme. Os feixes tangenciais também podem ser preferidos porque aplicam menos dose em estruturas sensíveis. A otimização da fluência aplicada através de feixes tangenciais que estão próximos à borda do PTV e em grande parte no ar é conduzida por apenas alguns voxels alvo, e pode ser inesperadamente alta.

Em relação aos cálculos de dose:

- Como observado na curva PDD, a dose superficial de um feixe orientado perpendicularmente a uma superfície é muito baixa e alcança seu máximo a aproximadamente 1,1 ou 1,2 cm de profundidade em água
- A maioria dos algoritmos de cálculo de dose são menos precisos na superfície da pele. As primeiras publicações dos usuários indicaram que o algoritmo de convolução/superposição do TomoTherapy superestimou a dose de pele em vários porcentos. Desde então, a implementação de cálculos de comprimento de caminho radiológico para os cálculos de convolução/superposição foi modificada, de modo que não se pode assumir que o software atual superestima a dose de pele. Os cálculos de dose são menos precisos na superfície da pele.

O seguinte pode resultar em altos valores de fluência perto da superfície da pele:

- Contornos do alvo que incluem voxels na região de acúmulo muito próxima da superfície da pele
- Contornos do alvo que incluem voxels no ar (pode ocorrer devido a um contorno ruim ou a uma resolução de otimização ruim)
- Se houver um erro de configuração do paciente, a pele do paciente poderá se mover para uma região de gradiente de alta dose na borda do feixe
- Se houver feixes altamente ponderados na borda do alvo, as lâminas adicionais que o usuário abrir para o flash do *TomoDirect* (expansão dos feixes) também podem estar altamente ponderadas (veja a figura abaixo)

Amostras de sinograma e contorno

IMPORTANTE: Verifique se seus planos *TomoDirect* contêm valores de alta fluência perto das bordas do feixe:

- O contorno visa alguns milímetros no interior da superfície do paciente.
- Verifique se o sinograma do relatório do plano possui lâminas de alta fluência na borda do sinograma.
- Verifique a exibição de **Beam's Eye View** (Exibição de olho do feixe).
- As medidas de QA do paciente devem incluir medidas no alvo, na borda do feixe e em qualquer região de flash além do alvo.

ATENÇÃO: A não verificação da posição do paciente pode resultar em danos corporais ao paciente. Os planos de aplicação de tratamento *TomoDirect* podem ter regiões de alto gradiente. É especialmente importante confirmar a configuração do paciente com uma imagem de MVCT e registro antes de aplicar um procedimento *TomoDirect* (também importante para os procedimentos de Aplicação de tratamento *TomoHelical*).

Exibição de ângulos de feixe para os planos *TomoDirect*

A guia Ângulos do feixe no sistema de planejamento *Accuray Precision* está habilitada para os planos *TomoDirect*. Consulte o *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento) para obter mais informações. Existem dois modos de exibição de feixe diferentes na guia **Beam Angles** (Ângulos de feixe):

- **Editing Mode (2D)** (Modo de edição [2D]): Durante a seleção do ângulo do feixe, uma renderização rápida e simplificada é usada para desenhar os feixes, com base apenas no corte exibida (não representa a largura do alvo em cortes vizinhas). A exibição do feixe representa o bloqueio e verifica as lâminas flash. As linhas pontilhadas indicam os ângulos do feixe.
- **Plan Mode** (Modo de plano): Ao clicar em **Apply** (Aplicar), o Sistema de planejamento *Accuray Precision* faz um cálculo mais abrangente, considerando a largura do alvo em todos os cortes. O sistema mostra onde o feixe passa através do corte atual. Ao clicar em **View Entire Treatment** (Visualizar todo o tratamento), a exibição em cada corte mostra a cobertura do feixe em todas os cortes.

IMPORTANTE: Quando **View Entire Treatment** (Visualizar todo o tratamento) não é selecionado, a exibição do feixe é aproximada e pode não mostrar de forma adequada como os feixes se cruzam com o paciente. Clique em **View Entire Treatment** (Visualizar todo o tratamento) para ter certeza de que todos os feixes sejam exibidos corretamente. Você também pode examinar os volumes de dose para determinar o impacto dosimétrico dos feixes.

Etapa de otimização 2: Atualizando as ponderações do subfeixe

Restrições do planejamento

Existem três tipos de pontos de DVH:

- Pontos de DVH de prescrição para os alvos (*A*% do alvo recebem *B* Gy).
  - Para o alvo principal (o único alvo listado na área de Prescrição na guia **Optimization** (Otimização)), todo o plano será dimensionado de modo que a curva de DVH passe por esse ponto de prescrição.
  - Para o alvo primário e outros, o ponto de DVH de prescrição é aquele com a dose mediana (ou a maior dose menor que a mediana se o número de pontos de DVH for igual); também é referido como “pivô”. Essa dose mediana (*B*) é a dose de prescrição que será tentada durante a otimização. A porcentagem *A* não é usada para o ponto de DVH pivô (diferente da escala do plano para atender à prescrição primária e para a exibição de DVH), mas é usada para os pontos mínimo e máximo de DVH com doses inferiores e superiores a *B*, respectivamente.

- Os pontos de DVH máximos para alvos ou estruturas sensíveis (*C*% do alvo não devem receber mais de *D* Gy).
- Os pontos de DVH mínimos para os alvos (*E*% do alvo devem receber pelo menos *F* Gy).

As seguintes restrições são necessárias para cada alvo:

- Um fator de importância geral;
- Um ponto de DVH de prescrição/pivô;
- Uma restrição de dose máxima (nenhuma parte do alvo deve receber mais de *G* Gy) e o fator de penalidade associado;
- Um mínimo de restrição de dose (100% do alvo deve receber pelo menos *H* Gy) e o fator de penalidade associado.

As seguintes restrições podem ser opcionalmente incluídas para cada alvo:

- Ponto de DVH máximo adicional (ou seja, dose maior que o ponto de DVH prescrito), que compartilha um fator de penalidade com a restrição de dose máxima do alvo.
- Ponto de DVH mínimo adicional (ou seja, dose menor que o ponto de DVH prescrito), que compartilha um fator de penalidade com a restrição de dose mínima do alvo.

As seguintes restrições são necessárias para cada Região em Risco:

- Um fator de importância geral;
- Um a três pontos de DVH máximos e fatores de penalidade associados;
- Uma restrição de dose máxima (nenhuma parte do alvo deve receber mais de *K* Gy) e o fator de penalidade associado.

Os números *A* a *K* são especificados pelo usuário.

Todos os pontos de DVH máximos e mínimos, bem como as restrições de dose máxima e mínima, representam restrições leves – metas que o otimizador tentará atender ajustando o sinograma ao longo de iterações sucessivas. O ponto de DVH de prescrição é uma restrição rígida para o plano e será aplicado na otimização, Etapa 5. O fator de modulação será aplicado na otimização, Etapa 3.

Na equação de atualização de fluência descrita na próxima seção, as penalidades associadas são aplicadas aos voxels dentro de uma estrutura para a qual a dose de iteração excede a restrição de dose máxima ou é menor que a restrição de dose mínima.

As penalidades associadas também são aplicadas aos voxels dentro de uma estrutura, se as restrições de DVH máximas (*E*% do alvo não devem receber mais de *F* Gy) ou as restrições de DVH mínimas (*G*% do alvo devem receber pelo menos *H* Gy) não forem atendidas. Isso requer uma decisão sobre quais voxels dentro da estrutura serão penalizados, uma vez que (*100* -*E*)% dos voxels podem receber mais de *F* Gy e (*100* – *G*)% dos voxels podem receber menos de *H* Gy. Como explicado em [Olivera 1999], as penalidades são aplicadas aos voxels que têm o menor excesso acima

de *F* Gy ou a menor escassez abaixo de *H* Gy, uma vez que esses voxels provavelmente exigirão o menor esforço para o otimizador entrar em conformidade com as restrições de DVH máximas e mínimas.

Equação de atualização de fluência

O otimizador usa uma abordagem de minimização de quadrados mínimos iterativos, conforme descrito em Olivera 1999.

Otimização

The TomoTherapy® optimizer utilizes an iterative least-squares minimization approach as described in Olivera, Shepard et al. (1998; 1999), and Shepard, Olivera et al. (2000) The objective function is represented by the following equation:

$$O(\vec{\Psi}) = \sum_{t \in T} \left(\frac{\alpha_t}{N_t} \sum_{i \in t} \left(\beta_{t,i}^{max} \beta_{t,i}^{min} + \Phi_i^t \right) \left(D_i^p - D_i^d \right)^2 \right) + \sum_{r \in R} \left(\frac{\alpha_r}{N_r} \sum_{i \in r} \left(\phi_{r,i}^{max} + \Phi_i^r \right) \left(D_i^p - D_i^d \right)^2 \right) \quad [1]$$

where:

O is the optimizer's objective function

$\vec{\Psi}$ is the energy fluence vector (with one entry per beamlet),

T is the set of ROIs designated as targets; each ROI is treated as a set of voxels,

α_x is the Importance value for ROI x as entered on the Planning Station,

$\beta_{x,i}^{max}$ is structure x 's maximum dose penalty if voxel i is greater than x 's maximum dose. Otherwise $\beta_{x,i}^{max}$ equals 1,

$\beta_{x,i}^{min}$ is structure x 's minimum dose penalty if voxel i is less than x 's minimum dose. Otherwise $\beta_{x,i}^{min}$ equals 1,

N_x is the number of voxels in ROI x,

$\Phi_i^x = \sum_{dvh \in DVH(x)} \phi_{x,i}^{dvh}$ is the contribution from DVH point constraints for structure x at voxel i; dvh is an individual DVH point for structure x,

$DVH(x)$ is the set of all DVH point constraints for structure x. If x is a sensitive structure, the user specified the volume, dose, and penalty for the points. If x is a Target, the user specified volume and dose for the points and one of the points is a "pivot" point (marked by a dot on the user interface). Target DVH points at a lower dose than the pivot are treated as minimum dose constraints for their specified volume percentages and use the Min Dose (Gy) constraint penalty for their Targets; Target DVH points at a higher dose than the pivot are treated as maximum dose constraints for their specified volume percentages and use the Max Dose (Gy) constraint penalty for their Targets. Note that the pivot DVH point for a Target is not itself a member of *DVH(x)*.

D_i^p is the dose prescribed to voxel i (always 0 for RARs),

D_i^d is the deposited dose in voxel i,

R is the set of ROIs designated as regions at risk (RAR); each ROI is treated a: set of voxels,

$\phi_{x,i}^{max}$ is structure x 's maximum dose penalty if voxel i is greater than x 's maximum dose. Otherwise $\phi_{x,i}^{max}$ equals 0,

$\phi_{x,i}^{dvh}$ is structure x 's DVH point penalty if voxel i violates x 's DVH point penalty constraint. Otherwise $\phi_{x,i}^{dvh}$ equals 0,

The fluence update equation used in TomoTherapy® optimization is found by solving Equation 1 for its extreme value. This leads to the following, which is used to update the fluence value for each leaf in a given projection:

$$^{k+1}_{j} = \Psi_j^k \left[\frac{\sum_{t\in T}\left(\frac{\alpha_t}{N_t}\sum_{i\in t}(\beta_{t,i}^{max}\,\beta_{t,i}^{min}+\Phi_i^t)\,d_{ij}\,D_i^p\right)+\sum_{r\in R}\left(\frac{\alpha_r}{N_r}\sum_{i\in r}(\phi_{r,i}^{max}+\Phi_i^r)\,d_{ij}\,D_i^p\right)}{\sum_{t\in T}\left(\frac{\alpha_t}{N_t}\sum_{i\in t}(\beta_{t,i}^{max}\,\beta_{t,i}^{min}+\Phi_i^t)\,d_{ij}\,D_i^d\right)+\sum_{r\in R}\left(\frac{\alpha_r}{N_r}\sum_{i\in r}(\phi_{r,i}^{max}+\Phi_i^r)\,d_{ij}\,D_i^d\right)} \right] \quad ($$

where:

Ψ_j^{k+1} is the energy fluence for beamlet j at iteration $k+1$,

Ψ_j^k is the energy fluence for beamlet j at iteration k,

d_{ij} is the dose contribution to voxel i from beamlet j per unit of energy fluence,

Since the prescribed (desired) dose for any RAR is zero, D_i^p in the second terr of the numerator of Equation 2 equals 0 and so this whole second term drops o Equation 2 then simplifies to:

$$\Psi_j^{k+1} = \Psi_j^k \left[\frac{\sum_{t \in T} \left(\frac{\alpha_t}{N_t} \sum_{i \in t} (\beta_{t,i}^{max} \beta_{t,i}^{min} + \Phi_i^t) d_{ij} D_i^p \right)}{\sum_{t \in T} \left(\frac{\alpha_t}{N_t} \sum_{i \in t} (\beta_{t,i}^{max} \beta_{t,i}^{min} + \Phi_i^t) d_{ij} D_i^d \right) + \sum_{r \in R} \left(\frac{\alpha_r}{N_r} \sum_{i \in r} (\phi_{r,i}^{max} + \Phi_i^r) d_{ij} D_i^d \right)} \right] \quad [3]$$

This fluence updating equation is applied after each iteration once D_i^d has been computed for all voxels at iteration k.

Equation 3 essentially states that the energy fluence for a given leaf in a given projection is equal to the energy fluence for that leaf from the previous iteration multiplied by an update factor. This update factor is obtained by querying all of the voxels influenced by the leaf and adding contributions for voxels contained in an ROI that has been declared eligible (via the "Use" checkbox) for optimization as specified in the Planning Station. For a target voxel, the summation in the numerator and the first summation term in the denominator are impacted. For an RAR voxel that is above the maximum or outside of the DVH dose objective specified for the plan on the Planning Station, the second summation in the denominator is impacted. Even though this iterative optimization process could be stopped by specifying a threshold for the change in the objective function for a given iteration, the process is stopped in the current implementation by the user specifying a number of iterations or explicitly pressing the Pause or Get Full Dose button on the Planning Station.

Interpretação da equação de atualização da fluência

A seguir, uma versão simplificada da função objetiva, para ilustrar o papel das importações e penalidades no planejamento:

$$Objective\ \ Function\ = \sum_{used\ structures} \frac{1}{\#\ voxels\ \ in\ structure} \sum_{voxels} \left((Prescribed\ Dose\ - Iteration\ \ Dose)^2 * Importance\ \ * Total\ \ Penalty \right)$$

O somatório inclui cada voxel na grade de cálculo de dose de um alvo ou Região em risco para o qual a caixa "usar" foi selecionada.

A equação de atualização de fluência minimiza efetivamente a função objetiva. Um resultado com um valor menor para a função objetiva é mais "desejável" para o otimizador. Qualquer diferença entre a dose de iteração prescrita e calculada aumenta o valor da função objetiva e torna o sinograma atual menos aceitável para o otimizador. Para um alvo, a dose prescrita é indicada pelas restrições do alvo. Para uma estrutura de evitação, a dose prescrita é considerada zero.

O quadrado da diferença entre a dose de iteração prescrita e calculada é ampliado pela importância para cada alvo ou estrutura de evitação. O usuário pode inserir qualquer intervalo de valores inteiros positivos para a importância, em relação a outras estruturas. Números mais altos indicam que é mais importante para o otimizador obter consistência entre a dose prescrita e calculada para essa estrutura particular. A função objetiva é ponderada pelo número de voxels na estrutura, de modo que uma pequena estrutura (que tenha poucos voxels) não é menos importante que uma estrutura grande.

O quadrado da diferença entre a dose prescrita e a dose calculada também é ampliado por uma penalidade, se o resultado de otimização atual não atingir restrições específicas como a dose máxima, a dose mínima ou as restrições de DVH. Como a importância, a penalidade pode ter qualquer intervalo de valores inteiros positivos e seu papel na função objetiva será determinado pelo seu valor em relação às importações e penalidades para outras estruturas.

Considerando-se que os valores de importância são aplicados uniformemente a todos os voxels na estrutura, as penalidades só produzem efeito para os voxels que não conseguem cumprir uma restrição específica. Se todas as restrições forem cumpridas para um voxel-alvo, a penalidade se reduz à unidade e os outros termos na função objetiva permanecem para esse voxel. Se todas as restrições forem cumpridas para um voxel de estrutura sensível, a penalidade se reduz a zero e os outros termos na função objetiva caem para esse voxel.

DICA: Se você quiser que a otimização continue tentando reduzir a dose para uma estrutura sensível, deve atribuir algumas restrições de DVH ou a dose máxima que a otimização ainda não alcançou. Após a otimização cumprir as restrições para uma estrutura sensível, ela não tenta reduzir ainda mais a dose em iterações subsequentes.

Voxels individuais na máscara de VOI usados para o cálculo de DVH e estatísticas de dose podem pertencer a vários VOI, quando as estruturas se sobrepõem. No entanto, a máscara de VOI usada como uma entrada para o otimizador leva em consideração a prioridade de sobreposição de otimização de estruturas semelhantes. Na máscara de VOI usada como entrada para o otimizador, cada voxel pertence a não mais de um alvo (o alvo com a maior prioridade de sobreposição de otimização) e não mais de uma estrutura crítica (a estrutura crítica com a maior prioridade de sobreposição de otimização). Para otimização, os alvos têm precedência sobre as estruturas de evitação.

Cada voxel em resolução média, baixa ou muito baixa inclui 4, 16 ou 64 voxels na resolução da imagem nativa, respectivamente. Durante a otimização, esses voxels maiores são direcionados para a dose alvo se incluírem quaisquer voxels menores na resolução da imagem nativa que pertencem à máscara de VOI para um alvo. Isso significa que otimizar em resoluções mais baixas tende a ampliar os volumes tratados.

DICA: A escolha da grade para otimização fica a critério do planejador. No entanto, a Alta resolução é sempre recomendada para a Dose final, para obter a melhor resolução espacial para as informações de dose que serão apresentadas para avaliação final do plano.

A função objetiva inclui um somatório de todos os voxels na resolução selecionada que cruzam alvos e também um somatório de todos os voxels na resolução selecionada que cruzam as estruturas de evitação. A dose de prescrição para ambos os termos de somatório de evitação e alvo na função objetiva é determinada da seguinte forma:

Se o voxel incluir quaisquer voxels menores na resolução da imagem nativa que pertençam a uma máscara de VOI alvo, a dose de prescrição para todo o voxel é definida para a dose alvo (ou para a dose alvo mais alta, se o voxel cruzar mais de um alvo).

Se o voxel não incluir voxels menores na resolução de imagem nativa que pertençam a uma máscara de VOI alvo, mas incluir voxels menores na resolução de imagem nativa que pertençam à máscara de VOI para uma estrutura de evitação, a dose de prescrição para esse voxel será definida como zero.

Otimização dos planos *TomoDirect*

Para um plano IMRT do *TomoDirect*, o usuário escolhe de dois a doze ângulos de feixe por alvo. O otimizador concatena os sinogramas para todos os ângulos do feixe em um sinograma e executa otimização em todo o sinograma em base por subfeixe, usando a mesma equação de atualização de fluência que para os planos helicoidais. O otimizador não permite que o usuário pondere manualmente os ângulos do feixe.

O usuário pode optar por abrir as lâminas “flash” para um plano *TomoDirect*. As lâminas flash prolongam as lâminas abertas em direção a números da lâmina mais alta (flash negativo) ou números da lâmina mais baixa (flash positivo) começando na lâmina aberta mais baixa ou mais alta, respectivamente. As lâminas de flash são definidas de forma independente para cada ângulo de feixe. O *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento) introduz o sistema de coordenadas rotacionais e explica como verificar se o sistema foi capaz de fornecer o número de lâminas flash que você solicitou, levando em consideração a largura do MLC e quaisquer restrições de bloqueio.

Não é possível otimizar os tempos de abertura das lâminas no ar. Assim, a fluência através de cada lâmina flash é definida como a média da fluência através da segunda e terceira lâminas mais externas, no mesmo lado do feixe, antes da expansão. A segunda e a terceira lâmina mais externas são usadas porque a lâmina na borda do campo, antes da expansão, pode ter um valor de fluência quente se passar através de um limiar de paciente/ar. A fluência na região expandida é mantida constante acrescentando os tempos de abertura da lâmina flash para a forma do cone (perfil transversal). A dose das lâminas flash é levada em consideração durante a otimização.

Etapa de otimização 3: Aplicando o fator de modulação

O **modulation factor** (fator de modulação (MF)) é um número que o usuário insere na guia **Optimization** (Otimização) para limitar o intervalo dos tempos de abertura das lâminas para subfeixes diferentes de zero (usados) no plano:

$$MF = \frac{maximum\ beamlet\ open\ time\ in\ sinogram}{average\ beamlet\ open\ time\ \ for\ used\ beamlets}$$

Dois tipos de fatores de modulação são usados no planejamento. O fator de modulação de planejamento é o limite superior desejado, definido pelo usuário. O fator de modulação real está listado na guia **Plan** (Plano) ou na guia **Evaluate** (Avaliar) quando os cálculos de dose estão disponíveis.

OBSERVAÇÃO: Na primeira página de um relatório de plano *TomoDirect*, um fator de modulação geral está listado. Essa é uma média dos fatores de modulação para os ângulos de feixe individuais, ponderados pelas distâncias de deslocamento da mesa para cada feixe.

Como resultado dos ajustes de sinogramas na Etapa de otimização 2 e 3, é possível que o fator de modulação exceda o limite definido pelo usuário.

Na Etapa 3 da otimização, a ponderação média do subfeixe é determinada para todos os subfeixes usados no sinograma atual. Para os planos *TomoDirect*, o tempo de espera máximo e médio de abertura é calculado separadamente para cada ângulo do feixe, de modo que o MF do ângulo do feixe pode ser restringido de forma independente. Todas as ponderações de subfeixes que excederem o produto do fator de modulação e a ponderação média do subfeixe serão truncadas. Essas ponderações de subfeixes serão definidas para o produto do fator de modulação e da ponderação média do subfeixe.

O truncamento das pontuações de grande subfeixe causa uma redução na dose do plano. Na Etapa 5 da otimização, todos os subfeixes usados no sinograma serão dimensionados linearmente para garantir que a dose prescrita seja alcançada.

O fator de modulação real final será diferente do fator de modulação de planejamento. Pode ser maior que o MF desejado, porque a aplicação da restrição do fator de modulação trunca os tempos de abertura longa das lâminas para *MF * (tempo médio aberto)*, o que reduz o tempo médio de abertura das lâminas. Também pode ser menor, pois os limiares de fracionamento aumentam o limiar dos tempos de abertura das lâminas pequenas (lâminas abertas por 18 ms ou menos), o que aumenta o tempo médio de abertura da lâmina.

Etapa de otimização 4: Calcular a dose

O algoritmo de cálculo de dose total utilizado é Superposição da convolução de cone em colapso (CCCS) com núcleos de dispersão pré-calculados, gerados por Monte Carlo. A implementação do CCCS é semelhante à descrita por Quan Chen 2011.

Precisão do cálculo de dose

O Sistema de planejamento de tratamento usa um algoritmo de cálculo de dose de Convolução/Superposição semelhante ao do *TomoTherapy* descrito originalmente em 1989 (Ahnesjo A). Uma descrição mais recente do algoritmo *TomoTherapy*, conforme implementado no hardware da GPU, foi publicado em 2011 (Chen Q, Chen M e Lu W).

Em meios homogêneos, o algoritmo *TomoTherapy* é verificado com menos de 3% de erro de dose absoluta (em relação ao nível de dose prescrita) e menos de 3 mm de distância até erro de concordância no teste do sistema. Para material heterogêneo, como o encontrado em pacientes reais, o algoritmo de Convolução/Superposição *TomoTherapy* foi verificado em relação a Monte Carlo. Os cálculos em meios heterogêneos mostraram um bom acordo geral, com desvios dentro de 3%-2 mm; no entanto, foram encontrados desvios de até 4% para os pequenos tumores pulmonares, como publicado em 2009 (Sterpin E, Salvat F, Olivera G, Vynckier S).

A precisão do algoritmo de Convolução/Superposição também diminui ao percorrer grandes objetos de metal, como próteses de quadril. Para o algoritmo *TomoTherapy*, são previstos apenas materiais semelhantes a ossos ou à água e os materiais de alta Z têm um poder de parada mais baixo que o esperado pelo algoritmo. A dose próxima, mas externa, de uma estrutura de alta densidade será superestimada, devido ao excesso de dispersão. A dose mais longe, mas na sombra da estrutura, será subestimada devido ao excesso de atenuação do feixe. Além disso, as estruturas de alta densidade são frequentemente acompanhadas por artefatos de CT que também dificultam o cálculo da dose com precisão para os feixes que passam por elas. Por isso, ao planejar, os usuários deverão considerar a desativação de feixes que passam diretamente através de grandes objetos de metal.

Cálculo de dose total: Implementação da superposição de convolução

O cálculo da dose é um processo de três etapas:

1. **Calcule a fluência**

   A fluência incidente no paciente é determinada pelos dados no modelo de feixe e no padrão de intensidade do MLC otimizado. Em cada projeção, a fluência incidente é calculada em um plano bidimensional.

   Para obter detalhes de como a fluência é determinada a partir dos dados do modelo do feixe, consulte “Combinar os parâmetros de fluência” (página 465).

2. **Calcule o TERMA (Total de energia liberada por unidade de massa)**

   O cálculo do TERMA é um processo de quatro etapas:

   a) O plano de fluência bidimensional é projetado no volume do paciente a partir de uma perspectiva da Visão do olho do feixe.

   b) A densidade é interpolada ao longo dos raios de fluência para determinar o comprimento do caminho radiológico.

   c) Uma Tabela de atenuação da fluência é usada para determinar os coeficientes de atenuação de massa como função do comprimento do caminho radiológico.

   d) O TERMA é interpolado para a grade de cálculo da dose do paciente.

   Essas etapas são descritas em detalhes abaixo:

   a) O plano de fluência bidimensional é projetado no volume do paciente a partir de uma perspectiva da Visão do olho do feixe.

   A calculadora de dose usa a tecnologia da Unidade de processamento de gráficos (GPU) para fazer o rastreamento de raios do TERMA. Os raios são rastreados usando uma perspectiva radial de “olho do feixe”, conforme ilustrado na Figura 6 de Lu 2010, porque se paraleliza bem na GPU. O número de raios e o número de amostras por raio são determinados pela resolução da grade de cálculo da dose.

   b) A densidade é interpolada ao longo dos raios de fluência para determinar o comprimento do caminho radiológico.

   O comprimento do caminho radiológico [g/cm^2] atravessado pelos fótons primários é usado para calcular o **TERMA**. Assim, os aspectos heterogêneos são levados em consideração.

c) Uma Tabela de atenuação da fluência é usada para determinar os coeficientes de atenuação de massa como função do comprimento do caminho radiológico.

A Tabela de atenuação de fluência pré-calculada (FAT) fornece os valores de atenuação versus comprimento do caminho radiológico na água (μ_w/ρ) e osso cortical (μ_b/ρ). A atenuação em outras densidades é determinada como.

Para voxels de densidade menor que a água, use μ_w.

Para voxels de densidade **maior que o osso**, use μ_b.

Para voxels de **densidade intermediária**, interpole entre μ_w e μ_b.

A FAT representa o endurecimento do feixe, permitindo que os coeficientes de atenuação de massa efetiva variem conforme a profundidade radiológica.

d) *O TERMA é interpolado para a grade de cálculo da dose do paciente.*

A imagem de planejamento importada contém voxels ($2^n \times s \times 2^n$) em (IEC X, IEC Y e IEC Z), onde s é o número de cortes e n é um número inteiro. Por exemplo, $n = 9$ para uma imagem de resolução de 512 x 512 no plano transversal.

Para otimização e cálculo da dose:

Alta resolução	A dose é calculada em uma grade de voxels ($2^n \times s \times 2^n$) ao longo das dimensões (IEC X, IEC Y, IEC Z).
Média resolução	A dose é calculada em uma grade de voxels ($2^{(n-1)} \times s \times 2^{(n-1)}$).
Baixa resolução	A dose é calculada em uma grade de voxels ($2^{(n-2)} \times s \times 2^{(n-2)}$).
Muito baixa resolução	A dose é calculada em uma grade de voxels ($2^{(n-3)} \times s \times 2^{(n-3)}$).

Se a imagem de planejamento importada não for grande o suficiente para conter a mesa (53 cm de largura), voxels adicionais são adicionados à grade de cálculo da dose para conter a mesa, mas o tamanho do voxel não será afetado.

OBSERVAÇÃO: Os voxels discretos da grade de dose podem ser mais visíveis nos tratamentos *TomoDirect* que nos do *TomoHelical*, devido à falta de desfocagem com menos ângulos de feixe.

3. **Represente a dose de dispersão**

   Para representar a dose de dispersão, o TERMA é convolvido com o núcleo de dispersão. O núcleo de dispersão foi calculado utilizando Monte Carlo. O núcleo é baseado na água. As heterogeneidades do paciente são escaladas no espaço do voxel na distância equivalente à água. O núcleo é polienergético; é constituído por uma soma ponderada de núcleo monoenergéticos. O endurecimento do feixe é negligenciado no núcleo.

   Todos os modelos de feixe usam o mesmo núcleo de dispersão. O núcleo indica como a dose se dissemina em torno de 24 diferentes ângulos de zênite radialmente simétricos em relação a um fóton de entrada. A representação do núcleo para cada ângulo de zênite é uma função paramétrica com parâmetros a_1, a_2, b_1 e b_2: $b_1(1 - e^{-a1r}) + b_2(1 - e^{-a2r})$.

   O núcleo deve ser inclinado para representar a direção do feixe. A rotação do gantry é dividida em 24 setores (coincidentemente, esse é o mesmo que o de ângulos de zênite em um núcleo). Portanto, cada setor representa 15 graus de rotação do gantry. O núcleo é inclinado para coincidir com a direção média dos raios dentro do setor. A mesma inclinação do núcleo é aplicada a todos os raios dentro de um setor de 15 graus.

Correção de dose total adaptativa

O otimizador emprega um esquema de cálculo de dose que é referido como o método “Correção de dose total adaptativa”. O método implementado no sistema de planejamento é uma adaptação do método proposto por Lu 2010.

O método de correção de dose total adaptativa emprega dois algoritmos de cálculo de dose:

- O algoritmo de cálculo de dose total é Superposição da convolução de cone em colapso (CCCS) com núcleos de dispersão pré-calculados, gerados por Monte Carlo. Esse algoritmo foi discutido nas seções anteriores.
- O cálculo aproximado da dose é uma técnica rápida e simples de rastreamento de raios, que é chamado de método de Feixe amplo de convolução de fluência (FCBB). Conforme descrito no artigo de Lu, a função de fluência é convolvida com uma função de distribuição de dose com termos que representam atenuação, divergência e espalhamento lateral.

No cálculo da dose antes da primeira iteração, a dose é calculada usando o método de cálculo da dose total e o método rápido e aproximado. O resultado do cálculo da dose total é usado para atualizar a exibição do DVH e da isodose. Para as iterações de um a nove, o cálculo da dose total não é realizado. Em vez disso, o cálculo de FCBB rápido e aproximado é realizado, para economizar tempo. As iterações aproximadas de FCBB são usadas para prever o impacto da diferença dosimétrica de pequenas alterações de sinograma em relação ao cálculo de dose total mais recente, assumindo que a dose total e os cálculos de dose aproximada

responderiam de forma semelhante a pequenas alterações no sinograma. Para a décima iteração, a dose é novamente calculada utilizando o método de cálculo da dose total e o método aproximado.

O cálculo da dose para a iteração *i* pode ser resumido da seguinte forma:

1. Calcule a dose aproximada, $FCBB_i$.
2. Se *i* for uma iteração de dose total, calcular e exibir a dose completa, $CCCS_i$. Além disso, determine a *correção de dose total* = $(CCCS_i - FCBB_i)$ para o uso em iterações subsequentes.

   Se *i* não for uma iteração de dose total, calcule e exiba a *dose aproximada corrigida* = $(FCBB_i$ + *correção de dose total)*.

OBSERVAÇÃO: No método Correção de dose total adaptativa, a dose aproximada $FCBB_i$ nunca é exibida na tela TPS sem a *correção da dose total*. O método Correção de dose total adaptativa assume que a diferença entre a dose total e a dose aproximada permanece constante em várias iterações do cálculo da dose total mais recente.

Etapa de otimização 5: Escalar a dose para atender à prescrição

Aqui, a restrição rígida do ponto de DVH da prescrição primária é aplicada. O ponto da prescrição primária é especificado pelo usuário como uma porcentagem do volume-alvo selecionado ou como a dose-alvo mediana (50%), máxima (0%) ou mínima (100%).

Para aplicar a restrição de prescrição ao plano, a dose calculada na Etapa nº 4 da otimização, no ponto de prescrição, é comparada com a dose prescrita. Todos os tempos de abertura de subfeixes usados (diferentes de zero) para o sinograma são ampliados linearmente por uma proporção da dose prescrita com a calculada.

Se a **High Optimization Resolution** (Alta resolução de otimização) não for selecionada, a interpolação adjacente mais próxima é usada durante a otimização para aumentar a amostragem da dose calculada para a resolução da imagem de planejamento, a fim de determinar a dose para o alvo primário e outros VOI. No entanto, a interpolação trilinear é utilizada para o cálculo e a exibição de dose (isto é, os resultados da interpolação trilinear são visíveis para o usuário). Um fator de escala adicional é calculado e aplicado para representar as diferenças entre a interpolação adjacente mais próxima e trilinear, para garantir que a dose prescrita seja atingida. O fator de escala é muito próximo de 1,0.

Etapa de otimização 6: Exibir a dose

O sistema exibe todas as iterações de dose no Sistema de Planejamento *Accuray Precision* (os cálculos de dose total e as iterações da dose aproximada corrigidas, conforme descrito na Etapa 4), na medida em que o *Accuray Precision* System tem tempo para exibi-las. A exibição de algumas iterações será ignorada se o *Accuray Precision* System não puder exibi-las rapidamente o suficiente.

Consulte “Histograma dosagem-volume (DVH)” no *Treatment Planning Manual* (Manual de planejamento de tratamento) para ver uma discussão sobre os modos de exibição do DVH e como os contornos sobrepostos são tratados.

A dose é calculada nos voxels da grade de cálculo da dose do paciente e, em seguida, extraída para exibição na resolução da imagem de planejamento. Para o cálculo da dose, a interpolação trilinear é utilizada para amostrar a dose calculada na resolução da imagem de planejamento. As linhas de isodose são então geradas usando um algoritmo 3D chamado cubos em marcha, que foi introduzido por Lorensen e Cline 1987.

A sobreposição de dose pode ser exibida na imagem de planejamento como uma intensidade de cor com as opções **Fill** (Preenchimento) ou **Grid** (Grade). Quando **Grid** (Grade) é selecionado, cada voxel na grade de dose é colorido adequadamente. Quando **Fill** (Preenchimento) é selecionado, os pixels da *tela* são coloridos dentro das linhas de isodose (que são geradas como descrito no parágrafo anterior), resultando em uma aparência mais suave.

Uma máscara de VOI é usada para identificar os voxels na imagem de planejamento que correspondem a cada VOI, conforme discutido em “Conversão do contorno do VOI para volume de máscara” (página 473). Na máscara, cada voxel na imagem de planejamento é considerado dentro de um VOI se o centro do voxel estiver no ou dentro do limiar de VOI; voxels parciais não são considerados. A máscara de VOI tem a mesma resolução que a imagem de CT primária.

Se a resolução **High** (Alta) não for selecionada, a interpolação trilinear é usada para aumentar a amostragem da dose calculada para a resolução da imagem de planejamento, a fim de determinar a dose de cada VOI para o cálculo e a exibição da dose.

O DVH para um VOI é formulado usando compartimentos de 256 doses. A faixa de valores de dose cobertos pelos compartimentos é desde a dose mínima do VOI até a dose máxima do VOI.

Display de DRR do TomoDirect

DICA: A **Beam’s Eye View** (Exibição de olho do feixe) pode ser usada para verificar a orientação relativa do paciente e o feixe de tratamento e para identificar as regiões quentes ou frias indesejáveis no feixe.

A **Beam's Eye View** (Exibição do olho do feixe) está disponível para os planos de Aplicação de tratamento *TomoDirect* ou os Planos antecipados, selecionando uma apresentação que inclua essa exibição. Esta ferramenta exibe a fluência relativa da entrada do feixe de um determinado ângulo do *TomoDirect*, sobreposto em uma radiografia reconstruída digitalmente (DRR). O DRR é uma imagem calculada sinteticamente, gerada com o rastreamento dos raios X nos dados de CT do paciente. O comprimento do caminho é baseado nos números de CT relativos na tomografia computadorizada do paciente e é amostrado em intervalos ao longo de cada caminho de raio. Um modelo de densidade de CT não é aplicado ao gerar DRR. A imagem gerada é a projeção para um plano que é perpendicular ao eixo do feixe dos raios X simulados, uma projeção em perspectiva na projeção IEC X e uma projeção ortogonal no IEC Y (semelhante a uma varredura exploratória). O rastreamento de raios OpenGL é usado para renderizar o volume total da imagem de CT na resolução total da janela de exibição.

O mapa relativo da fluência do feixe é a fluência de entrada da aplicação do feixe de IMRT ou 3DCRT *TomoDirect* (com as posições das lâminas determinadas pelo sinograma MLC), mapeada para o mesmo plano que o DRR. Quando o mapa relativo da fluência do feixe é exibido sem o DRR, uma legenda indica a correspondência do nível de cinza com a intensidade relativa da fluência do feixe, expressa como uma porcentagem relativa ao valor máximo de fluência entre todos os ângulos de feixe que compõem um determinado plano *TomoDirect*. Ou seja, os níveis de cinza têm o mesmo significado para todos os ângulos do feixe dentro de um plano.

A relação do aspecto da **Beam's Eye View** (Exibição de olho do feixe) é formatada para se acomodar à janela e não reflete a relação de aspecto do tratamento real.

Nos relatórios para os planos 3DCRT *TomoDirect*, em vez de um sinograma, um esboço da fluência do feixe é exibido sobre o DRR do paciente para cada ângulo do feixe. Essa exibição para o relatório do plano 3DCRT TomoDirect é gerada usando o mesmo algoritmo que a **Beam's Eye View** (Exibição de olho do feixe), exceto que somente o contorno do mapa de fluência é exibido e não o próprio mapa de fluência.

Observe que o mapa de fluência do feixe ou o esquema sobre o DRR do paciente inclui a sobreposição dos feixes do ventilador durante a aplicação. (A quantidade de sobreposição ao longo do eixo y depende da velocidade da mesa e da largura do colimador.) O sinograma visto no modo IMRT é simplesmente uma tabela de tempos de abertura das lâminas e não inclui a sobreposição. Isso significa que a exibição de sinograma no modo IMRT geralmente aparecerá mais alongada que o mapa de fluência do feixe ou o contorno.

Calcular a dose final

A saída do processo de otimização concluído é um cálculo de dose que inclui toda a dose de dispersão e um sinograma otimizado que, teoricamente, aplicará essa dose ao paciente. No entanto, o sistema de planejamento não determina as instruções de aplicação da máquina até o estágio da Dose Final.

Quando o usuário clica em **Get Final Dose** (Obter dose final), os cálculos do Final de planejamento (EOP) são executados:

- Os tempos de abertura das lâminas ≤18 ms são descartados. As correções do cronograma das lâminas são administradas na posição de aplicação usando feedback contínuo dos sensores óticos de posicionamento.
- Para planos helicoidais, o tempo máximo de abertura do subfeixe para o sinograma corrigido pela latência é determinado e é usado para atribuir o período do gantry como:

  *período do gantry = tempo máximo de abertura da lâmina no sinograma*51*

  Se a equação do período do gantry resultar em um período de gantry inferior a 11,8 segundos, o período do gantry será ajustado para 11,8 segundos. Se a equação do período do gantry resultar em um período de gantry de mais de 60 s, o plano não será aplicável e o *Accuray Precision* System emitirá uma mensagem de atenção.

  A velocidade da mesa para um plano helicoidal é determinada como:

  *velocidade da mesa helicoidal = Passo na direção x * largura do campo/período do gantry*

- Para os planos *TomoDirect*, o tempo de projeção determina a velocidade da mesa para cada ângulo do feixe (as velocidades da mesa podem variar com o ângulo do feixe). O tempo de projeção é o maior do tempo máximo de abertura da lâmina no sinograma para um determinado ângulo de feixe, ou 230 ms.

  *Velocidade da mesa TomoDirect = passo na direção x * tempo de projeção*

- Para que o plano seja aplicado, a velocidade da mesa deve estar no intervalo de 0,0125 mm/segundo a 50 mm/segundo para planos de tratamento.

OBSERVAÇÃO: Para os planos *TomoDirect*, a página **Plan Summary** (Resumo do plano) do relatório do plano lista o tempo de feixe composto (total) e as unidades de monitoramento esperadas para todos os ângulos do feixe em uma fração. As páginas subsequentes incluem informações sobre os feixes individuais: Sinograma do MLC, informações de expansão do feixe (flash), o ângulo de aplicação, os alvos utilizados para o feixe e a velocidade da mesa.

- Para evitar sobrecarregar o fornecimento de ar do MLC durante a aplicação, o número de ciclos de lâminas por segundo não deve exceder um valor atribuído (por exemplo, 163 ciclos de lâminas por segundo). Se houver muitos ciclos de lâminas por segundo, o plano é desacelerado para reduzir o uso da lâmina.
- Para os planos com garras dinâmicas, as posições da garra para cada projeção foram determinadas no momento da criação inicial do sinograma. Depois de determinar os tempos de projeção, o software verifica se a velocidade da garra não excederá o limite de velocidade de 25 mm/s, nos números da garra. Embora as posições da garra sejam limitadas a um intervalo conservador, de modo que fosse improvável que o movimento da garra dinâmica desacelerasse o plano, se a velocidade da garra ainda exceder 25 mm/s, o plano será desacelerado para acomodar o movimento da garra.
- Conforme discutido na Etapa de otimização nº 1, o sinograma do MLC é truncado para remover as projeções de lâminas fechadas desde o início e no final do sinograma.

O sinograma otimizado agora é convertido em um sinograma de aplicação para ser usado pelo sistema. Um cálculo final da dose total é realizado no sinograma ajustado, usando o algoritmo descrito em “Cálculo de dose total: Implementação da superposição de convolução” (página 505). Esse cálculo da dose final calcula adequadamente a dose para o sinograma de MLC otimizado final, em que os tempos curtos de abertura das lâminas foram descartados, mas para os quais não foram feitas correções da latência nas instruções da aplicação.

Algoritmo de planejamento antecipado para *TomoDirect*

Os planos *TomoDirect* podem ser criados usando algoritmos IMRT, 3DCRT ou de Planejamento antecipado. O planejamento antecipado permite ao usuário criar planos sem exigir que os VOI sejam definidos. O planejamento antecipado está disponível para o planejamento *TomoDirect*, mas não para o planejamento helicoidal.

Todos os planos antecipados têm ângulos de feixe fixos, uma mesa móvel e modulação de lâminas. Os planos antecipados podem ter garras fixas ou dinâmicas.

No planejamento antecipado, o usuário deve selecionar os ângulos do feixe, definir a extensão do campo e atribuir a distribuição da dose. Essa informação é usada para produzir um mapa de fluência. O plano de aplicação é calculado a partir do mapa de fluência.

Entradas do usuário

Definir o alcance do campo de um ângulo de feixe

O usuário define as extensões do campo de tratamento de cada ângulo, definindo um retângulo em uma janela do BEV (**Beam's Eye View** (Exibição de olho do feixe)). As extensões esquerda e direita do campo de tratamento correspondem às lâminas do MLC e às extensões superior e inferior do campo de tratamento correspondem às posições ao longo do eixo IEC Y. Uma vez que as extensões esquerda/direita correspondem às lâminas do MLC, estas extensões só podem ser movidas em incrementos de lâminas inteiras. As extensões ao longo da direção superior/inferior podem ser definidas para posições arbitrárias.

Atribuir a distribuição da dose

Dentro de cada ângulo de feixe, vários campos podem ser definidos. As extensões de cada campo são herdadas do ângulo do feixe principal. Cada campo tem seu próprio mapa de fluência, que é uma matriz retangular de pixels que cobre toda a extensão do campo. O software de planejamento fornece ferramentas que permitem ao usuário definir o mapa de fluência bloqueando e abrindo porções do campo. Inicialmente, é considerado que o mapa de fluência para um campo tem 100% de fluência em cada pixel.

Os campos dentro de um ângulo de feixe possuem ponderações especificáveis pelo usuário associados a eles. Esses valores definem a ponderação de cada campo em relação a outros campos dentro do mesmo ângulo do feixe. A soma das ponderações dos campos em um ângulo é sempre 100. Os ângulos do feixe também têm pesos que definem a influência de cada ângulo do feixe em relação aos outros ângulos do feixe atribuídos ao mesmo grupo de doses. As ponderações dos ângulos do feixe dentro de um grupo de doses também somam como 100.

O fluxo de trabalho de planejamento antecipado produz um volume de dose de pré-visualização enquanto o usuário edita as ponderações de feixe e campo. Uma vez que um volume de dose de pré-visualização satisfatório é alcançado, o fim do planejamento e um cálculo de dose devem ser realizados para produzir um volume de dose final.

Calcular a dose de pré-visualização

Cada campo dentro de um ângulo de feixe terá um volume de dose calculado. A primeira etapa no cálculo desse volume de dose é converter o mapa de fluência do campo em sinograma e o sinograma em um plano de aplicação. A conversão do mapa de fluência em um sinograma é discutida em detalhes abaixo. O plano de aplicação resultante para o campo é usado como entrada para o mesmo cálculo de dose de CCCS que é realizado durante a otimização de um plano inverso. O volume de dose para um campo é limpo e recalculado quando o usuário faz qualquer alteração que afeta o mapa de fluência para o campo. Os volumes de dose por campo dentro de um ângulo de feixe são somados usando as ponderações por campo para produzir um volume de dose para o ângulo do feixe.

Cada grupo de dose prescreve uma restrição de dose específica que deve ser cumprida pelos ângulos do feixe que pertencem ao grupo de dose. Os volumes de dose por feixe são somados usando as ponderações atribuídas aos ângulos do feixe. As ponderações por feixe são tratadas de forma diferente, dependendo do tipo de prescrição no grupo de dose. Se o grupo de dose prescrever uma dose absoluta para um ponto, as ponderações do ângulo do feixe são interpretadas para significar que cada ângulo do feixe no grupo deve contribuir com uma porcentagem da dose ao ponto igual à ponderação do ângulo do feixe, em relação aos outros ângulos do feixe no grupo. Se o grupo de dose prescrever um ponto de DVH para um VOI, as ponderações do ângulo do feixe são interpretadas como fatores de escala simples em relação aos outros ângulos do feixe no grupo.

Calcular a dose final

O cálculo da dose final para um plano antecipado consiste nas seguintes etapas:

1. Criar um plano de aplicação que contenha um fragmento para cada ângulo do feixe. (Um *fragmento* é uma subdivisão de um procedimento de tratamento com instruções para gantry, mesa, garras e lâminas.) Isso envolve a criação de um mapa de fluência para o ângulo do feixe, somando os mapas de fluência dos campos contidos levando em consideração as ponderações atribuídas a cada campo. O mapa de fluência resultante para o ângulo do feixe é então convertido em um sinograma para o ângulo do feixe, que é usado para produzir o fragmento do plano de aplicação.
2. Execute cálculos de final de planejamento no plano de aplicação da etapa anterior para produzir um plano de aplicação final. Esse é o mesmo cálculo de final de planejamento usado para o planejamento inverso.
3. Calcule a dose final no plano de aplicação final, usando o mesmo algoritmo de CCCS usado para o planejamento inverso.

Criar um plano de aplicação a partir de um mapa de fluência

Posicione as projeções

O primeiro passo na criação de um plano de aplicação a partir de um mapa de fluência é determinar a posição das projeções. O centro da primeira projeção é colocado na metade da largura do campo, desde a extensão inicial do ângulo do feixe. O espaçamento entre os centros de projeção é igual ao passo na direção x do plano especificado pelo usuário. O número de projeções é calculado de modo que a projeção final seja pelo menos metade da largura de um campo além da extensão final do ângulo do feixe.

Aplique as configurações da garra

Os planos antecipados suportam garras fixas e dinâmicas. As garras fixas são aplicadas basicamente da mesma maneira que para um plano inverso e não são discutidas em grandes detalhes neste texto.

As garras dinâmicas para os planos antecipados são aplicadas somente às extensões extremas inferiores e superiores definidas por cada ângulo do feixe. Em outras palavras, as garras dinâmicas não são aplicadas em partes de um sinograma em que todas as lâminas são fechadas para múltiplas projeções no meio do plano de aplicação.

Converta os valores de fluência em um sinograma

O mapa de fluência é uma grade retangular de pixels em que cada pixel pode ter um valor no intervalo [0,0, 1,0]. Um valor 0,0 indica que não há fluência no pixel e um valor 1,0 indica 100% de fluência no pixel. Os cantos do mapa de fluência correspondem aos cantos do retângulo definidos pelas extensões do ângulo do feixe. Em cada projeção, o tempo de abertura da lâmina normalizado para cada lâmina é determinado pela sobreposição de uma grade que representa as lâminas do MLC nos pixels do mapa de fluência. A grade da lâmina está centralizada na projeção. As extensões inferior e superior da grade da lâmina são determinadas pela adição e subtração de metade da largura de um campo a partir do centro da projeção. Os dados da borda da lâmina de comissionamento do feixe são usados para determinar as extensões esquerda/direita de cada lâmina na grade da lâmina. O valor de sinograma para cada lâmina é determinado calculando-se a média de todos os valores de pixels dentro do retângulo da lâmina correspondente na grade da lâmina. Os pixels parcialmente cobertos são considerados e ponderados de acordo com a média. Observe também que os dados do filtro de cone são usados de maneira inversa para planificar os valores de fluência. O que resulta é um sinograma do tempo de abertura da lâmina normalizado. Não há nada nesse sinograma que o diferencie como sendo de um plano antecipado. Como resultado, o sinograma pode ser convertido em eventos abertos e fechados na lâmina no plano de aplicação, usando o algoritmo padrão para isso.

Algoritmo 3D conformal (3DCRT)

A 3DCRT (Radioterapia 3D conformal) permite ao usuário planejar e tratar casos simples que não requerem a otimização sofisticada de *IMRT*. A geometria básica da aplicação de um plano 3DCRT é idêntica à geometria de aplicação de sua contraparte IMRT (*TomoHelical* ou *TomoDirect*). Enquanto o feixe está ativo, o MLC binário está funcionando, o gantry gira para os planos *TomoHelical* e a mesa se desloca ao longo do eixo +IEC Y a uma velocidade constante. No entanto, as instruções de aplicação do MLC são determinadas de forma diferente para um plano 3DCRT versus IMRT.

O modo plano 3DCRT pode ser selecionado na guia **Setup/Machine** (Configuração/Máquina). Quando o modo de plano 3DCRT é selecionado, a guia **Plan** (Plano) possui menos controles de usuário que para um plano IMRT. O usuário define a prescrição para cada alvo, mas não há oportunidade de especificar restrições, importações ou penalidades adicionais. As prioridades de sobreposição são irrelevantes para o cálculo.

O usuário pode configurar o status bloqueado para as estruturas sensíveis. Os raios que passam pelas estruturas bloqueadas são descartados durante a determinação do sinograma inicial.

Não há botão **Optimize** (Otimizar), apenas um botão **Calculate** (Calcular). Clicar em **Calculate** (Calcular) inicia um cálculo de ponderação do subfeixe seguido de um cálculo de **Full Dose** (Dose completa).

A ponderação do subfeixe é usada no plano para explicar o fato de que o sistema não tem filtro de normalização, e também para os efeitos da atenuação do subfeixe diferencial no alvo.

Existe uma opção **Normal Tissue Dose Uniformity** (Uniformidade normal da dose de tecido) disponível. A opção **Normal Tissue Dose Uniformity** (Uniformidade normal da dose de tecido) requer um contorno “externo”. Essa opção trata todo o volume não alvo como uma única **Region at Risk** (Região em risco) (exceto a capacidade de bloquear) e usa a ponderação de subfeixe para tentar tornar a dose para o alvo homogênea. É dada prioridade à homogeneidade do alvo.

Low (Baixa) compensação significa menos flexibilidade em diferentes ponderações de subfeixe em comparação com a **High** (Alta) compensação, portanto, **Low** (Baixa) compensação geralmente resultará em um tempo de aplicação mais curto.

O cálculo da **Full Dose** (Dose completa) usa o mesmo algoritmo de Convolução/Superposição descrito anteriormente nesta seção. Os DVH e as isodoses não são exibidos até o cálculo terminar.

Para o modo 3DCRT, os sinogramas no relatório do plano são substituídos por Radiografias digitais reconstruídas (DRR).

Algoritmo de transferência do plano

Resumo

A tarefa **Plan Transfer** (Transferência do plano) na estação de trabalho *Accuray Precision* fornece acesso a três fluxos de trabalho diferentes: **Machine Transfer** (Transferência de máquina), **Self Transfer** (Autotransferência) ou **Mark as Equivalent** (Marcar como equivalente).

Se um paciente que foi planejado em uma máquina precisar ser tratado em uma máquina diferente, isso pode ser resolvido das seguintes maneiras:

- Replanejando o paciente na nova máquina, ou
- Usando o fluxo de trabalho **Machine Transfer** (Transferência de máquina) para gerar um plano similar para aplicação na nova máquina. O plano apropriado pode então ser aplicado na máquina original ou na nova máquina (não há alteração no plano original).

Se um paciente foi planejado em uma máquina, mas, posteriormente, os dados **Edit Machine** (Editar máquina) foram modificados de forma a impactar a aplicação, isso pode ser resolvido das seguintes maneiras:

- **Mark as Equivalent** (Marcar como equivalente) se nenhum impacto dosimétrico for esperado (não há alteração no plano original, exceto que agora ele é rotulado com a nova revisão da máquina de tratamento) ou
- Replanejar o paciente ou
- Usando o fluxo de trabalho **Self Transfer** (Autotransferência) para gerar um plano semelhante que considere as novas propriedades da máquina (o plano original é descontinuado).

O software de planejamento trata os planos transferidos como planos separados, mas agrupados com seu plano primário. O plano primário e todas as versões transferidas compartilham um registro de aplicação de fração comum.

Há certas especificidades que devem ser cumpridas para que uma transferência de plano ocorra:

1. O sistema falhará em uma transferência de plano se a máquina de tratamento de destino não for compatível com o plano que está sendo transferido. (Por exemplo, haverá falha ao tentar transferir um plano *TomoDirect* para uma máquina que não suporte o *TomoDirect*.)
2. O sistema falhará em uma transferência de plano se a largura de campo correspondente da máquina de destino diferir da largura de campo do plano primário (real) em mais de 5%.
3. O sistema falhará em uma transferência de plano se a posição do centro de campo (COF) da máquina de destino diferir da posição do COF do plano primário em mais de 0,01%.
4. O sistema falhará em uma transferência de plano se o valor de energia de fluência por tempo de abertura ideal (EFIOT) da máquina de destino diferir do valor de EFIOT do plano primário em mais de 50%.

A Transferência de plano não exige que uma ou ambas as máquinas envolvidas sejam emparelhadas com o mesmo modelo de feixe. As máquinas simplesmente precisam estar dentro das especificações supracitadas.

Transferência de máquina e Autotransferência representam as diferenças nas propriedades de largura de campo, saída e colimador multilâminas (MLC) entre a máquina original e a nova. As diferenças nos perfis de modelos de feixe são consideradas durante o cálculo da dose de Fim de planejamento (EOP), mas não são utilizadas para modificar as instruções de aplicação. O fluxo de trabalho Transferência de máquina e Autotransferência cria as informações exigidas para a aplicação na máquina de destino. A nova dose de EOP é então calculada para permitir que o usuário revise e/ou aprove o plano transferido, criando um registro de aprovação para aplicação na máquina de destino.

IMPORTANTE: Execute procedimentos diários de garantia de qualidade para assegurar que a diferença nas saídas das máquinas de origem e de destino fiquem na faixa de 10%. Além disso, recomenda-se que seja executado um procedimento de Garantia da qualidade (QA) específico para o paciente após uma transferência.

Como a transferência da máquina e a autotransferência afetam os planos dos pacientes

Um plano de paciente transferido começa com um conjunto de instruções de aplicação otimizada específicas para o plano. Para permitir a aplicação do plano na máquina de destino, as instruções de aplicação devem ser modificadas para incorporarem os parâmetros da máquina de destino. Diferenças em largura do campo e passo na direção x, saída e propriedades do MLC são levadas em conta durante o processo de transferência. Diferenças nos perfis de modelos de feixe não são utilizadas para modificar as instruções de aplicação. No entanto, são utilizadas como parte do cálculo de dose EOP executado durante o processo de transferência.

Alterações na largura do campo e passo na direção x

Se as configurações do campo de tratamento da máquina de destino forem diferentes das da máquina de origem, a largura do campo com as configurações de campo mais próximas das configurações de campo de origem é escolhida na máquina de destino, para o plano do paciente transferido. As configurações de campo da máquina de origem e de destino devem estar dentro da restrição mencionada acima. Se as configurações de campo, e, portanto, as larguras de campo, forem diferentes, um novo passo na direção x do tratamento deve ser usado, para assegurar que seja mantida a mesma cobertura do paciente na máquina de destino. O passo na direção x é ajustado de forma que o produto da rotação ao redor do eixo x e da largura do feixe de tratamento seja o mesmo nas máquinas de origem e de destino.

Em geral, haverá pequenas diferenças na dose final aplicada para uma transferência que envolva diferentes larguras de campo de tratamento. Essas diferenças devem-se principalmente ao uso de diferentes passos na direção x nas máquinas de origem e de destino.

Compensação de diferenças de saída

Uma vez que um plano de paciente transferido não é otimizado novamente, as alterações no passo na direção x afetariam a dose aplicada ao paciente, se as instruções de aplicação não foram modificadas. Passos maiores resultariam em uma dose menor, enquanto passos menores resultariam em uma dose maior. Para manter a mesma dose aplicada ao paciente e levar em conta as alterações introduzidas pelas diferenças nos passos na direção x e saídas das máquinas, o tempo de projeção e a velocidade da mesa são ajustados primeiro. Em seguida, os tempos de abertura das lâminas do MLC são escalonados por um fator de escalonamento. O fator de escalonamento é definido como a razão entre a largura do feixe de

tratamento e a saída da máquina de origem e a largura do feixe de tratamento e a saída da máquina de destino. Os fatores de escala são calculados para manter a mesma fluência integral em cada lâmina, dada a configuração da garra e os parâmetros de campo entre os dois planos. A fórmula do fator de escala para a transferência do gantry A para o gantry B é a seguinte:

$$\frac{\int F\left(field_B, projection\right) dA_{leaf}}{\int F\left(field_A, projection\right) dA_{leaf}}$$

Ajustar o tempo de projeção para considerar as diferenças de saída afetará o tempo de tratamento. Ao transferir um paciente para uma máquina com saída mais baixa (como definido no modelo do feixe), a aplicação do plano de tratamento geralmente demora mais na máquina de destino. A diferença no tempo de aplicação pode não ser equivalente ao fator de escalonamento, pois diferenças nas propriedades do MLC também terão impacto no tempo de tratamento. Quaisquer diferenças na saída da máquina ainda devem gerar uma dose final aplicada na máquina de destino que seja muito similar à dose aplicada na máquina de origem.

Modificação de propriedades do MLC no sinograma

Diferenças nas propriedades do MLC (colimador multilâminas) também podem afetar as doses aplicadas ao paciente. Os fatores de saída de fluência da lâmina (LFOF) e os valores de latência das lâminas estão contidos nos dados do modelo de feixe associados a cada máquina. Após as instruções de aplicação serem modificadas para levar em conta as diferenças de LFOF e latência das lâminas, são aplicados limites.

- Leaf Fluence Output Factors (Fatores de saída de fluência das lâminas): Durante o processo de transferência do paciente, o software dimensiona as instruções de aplicação e modifica os tempos de abertura das lâminas para ter em conta os LFOF da máquina de destino.
- Leaf Latency Values (Valores de latência das lâminas): As correções do cronograma das lâminas são administradas na posição de aplicação usando feedback contínuo dos sensores óticos de posicionamento. Um representante de serviços da Accuray define os parâmetros de planejamento da latência das lâminas como a inclinação da unidade e os deslocamentos zero, para que nenhuma correção de latência seja aplicada no momento do planejamento. As correções de latência diferentes de zero podem ser construídas nos planos criados para sistemas anteriores ao Sistema de aplicação de tratamento Radixact® versão 2.0.0.x. Os valores de latência das lâminas são aplicados o tempo todo em todas as lâminas abertas. Portanto, deve-se esperar que um aumento de 1% em um valor de latência resulte em um aumento compensatório de 1% no tempo de abertura das lâminas solicitado nas instruções de aplicação.

- **Leaf Thresholding** (Limites das lâminas): Após escalonar as instruções de aplicação e modificar os tempos de abertura das lâminas para levar em conta as diferenças no LFOF e nos valores de latência do MLC, são aplicados os limites das lâminas. Apesar do fato de o plano transferido possuir a mesma otimização do plano original, os limites podem resultar em diferentes lâminas sendo fechadas no plano transferido. Essas diferenças ocorrem porque as correções de escalonamento, LFOF e latência das lâminas que são aplicadas durante a transferência resultam em diferentes tempos solicitados de abertura das lâminas.

Outros efeitos de doses transferidas

Também podem existir diferenças nos perfis de modelos de feixe entre as máquinas de origem e de destino. Isso inclui diferenças nos perfis transversal (IEC X), longitudinal (IEC Y) e/ou de profundidade da dose em porcentagem (IEC Z) e também nos filtros das lâminas. As informações de formato e energia de perfis de feixe são armazenadas nos arquivos de modelos de feixe, bem como os arquivos das máquinas de origem e de destino. Diferenças nos perfis de modelos de feixe não são utilizadas para modificar as instruções de aplicação durante o processo de transferência. No entanto, são utilizadas durante o cálculo da dose de Fim de planejamento que é realizado durante a transferência. O usuário pode revisar o cálculo da dose resultante e compará-lo ao cálculo de dose da máquina de origem para determinar como diferenças nos formatos dos perfis de modelos de feixe afetam a dose aplicada ao paciente.

Como as instruções de aplicação não são modificadas para levarem em conta diferenças no formato de perfis de modelos de feixe, a dose aplicada na máquina de destino pode ser ligeiramente diferente da dose aplicada na máquina de origem. As diferenças na dose devem ser revisadas no *Accuray Precision* System para determinar se as diferenças são aceitáveis.

ATENÇÃO: Não revisar o cálculo de dose durante a transferência pode resultar em aplicação da dose incorreta ao paciente.

OBSERVAÇÃO: A transferência de planos não representa as diferenças no **Lateral Offset** (Deslocamento lateral) da mesa de uma máquina para outra.

Algoritmos para imagens *CTrue*

- Sobre algoritmos de imagem 521
- Reconstrução de imagem CTrue 525
- Correção de artefatos da imagem CTrue 526
- Registro automático de imagens 529
- Preparação do paciente e da mesa 531

Sobre algoritmos de imagem

OBSERVAÇÃO: Suas opções de imagem podem ser diferentes, com base na implementação.

O sistema de imagens usa dois tipos diferentes de algoritmos para reconstrução de imagens: retroprojeção filtrada e reconstrução iterativa. Embora os algoritmos analíticos, como a retroprojeção filtrada, sejam baseados em uma única reconstrução, um algoritmo iterativo usa várias reconstruções e ponderações estatísticas para reduzir o ruído da imagem, preservando a resolução espacial e a fidelidade da imagem.

Durante o fluxo de trabalho de tratamento, selecione a reconstrução desejada na guia **Scan** (Varredura) do software de Aplicação do tratamento. A reconstrução não pode ser alterada após a conclusão da varredura. O algoritmo de reconstrução determina a imagem que é salva no registro do paciente e usada para o registro de imagem, cálculos adaptativos PreciseART™ e exportação DICOM.

O processo de aquisição da varredura (dose da imagem, velocidade da mesa, velocidade do gantry e colimação) é o mesmo, independentemente da reconstrução selecionada. As opções de reconstrução iterativa produzem imagens de maior qualidade do que a retroprojeção filtrada, com a mesma dose do paciente.

A solução de imagem reconstruída iterativamente é projetada antecipadamente para determinar os dados correspondentes do detector, usando informações básicas sobre a geometria do sistema. Esses dados calculados do detector são comparados com os dados medidos do detector, e a solução da imagem é ajustada em cada iteração para obter uma correspondência mais provável com os dados do detector medidos, com base nas estatísticas de contagem de Poisson. A reconstrução iterativa inclui um termo de regularização que reduz ainda mais o ruído, limitando altas frequências espaciais em áreas da imagem com pequena variação local dos valores da imagem, por exemplo, áreas de tecido homogêneo longe das bordas. As opções de imagens iterativas no Console de aplicação de tratamento possuem configurações diferentes para os parâmetros de regularização e convergência de cada algoritmo.

OBSERVAÇÃO: Beister (2012) forneceu uma revisão geral das técnicas iterativas de reconstrução de CT. As opções de reconstrução iterativa da Accuray usam um algoritmo estatístico que corresponde mais de perto ao algoritmo Subconjunto ordenado convexo descrito pelo Beister. Consulte “Referências” (página 637).

Seleção	Tipo de algoritmo	Descrição
Standard (Padrão)	Retroprojeção filtrada	As imagens originais MVCT do Sistema.
IR General (IR geral)	Reconstrução iterativa	O ruído da imagem é reduzido e a visibilidade de baixo contraste é melhorada em relação ao MVCT padrão, com textura de imagem semelhante.
IR Soft Tissue (IR de tecido mole)	Reconstrução iterativa	O ruído da imagem é reduzido e a visibilidade de baixo contraste é melhorada em relação ao MVCT padrão, com uma textura de imagem suave.

As imagens a seguir mostram um exemplo de cada algoritmo de reconstrução usando o objeto simulador Med Cal *Tomo* com vários plugues de densidade inseridos.

Imagem de reconstrução de retroprojeção padrão filtrada

Imagem de reconstrução iterativa de IR geral

Imagem de reconstrução iterativa de IR de tecido mole

Reconstrução de imagem *CTrue*

A reconstrução de dados MVCT envolve os seguintes passos.

1. Representar o sinal nos detectores quando o feixe está desligado (corrente escura).
2. Normalizar a câmara de monitoramento da Dose1 para explicar as flutuações de saída.
3. Dividir cada canal pelo sinal de “varredura de ar” em cada ângulo do gantry. Os dados da varredura de ar adquirida mais recentemente são usados para a reconstrução da imagem.
4. Representar o endurecimento do feixe usando os dados de calibração espectral. Esses dados são medidos e mantidos pelo seu representante de serviços.
5. Reconstrução das imagens a partir dos dados usando um algoritmo de retroprojeção filtrada ou um algoritmo de reconstrução iterativa.

6. Os dados helicoidais são interpolados em cortes discretas ao longo do eixo IEC Y. A reconstrução é realizada em uma matriz de pixels de 512 x 512. O campo de visão (FOV) da reconstrução é de aproximadamente 39 cm.

   Duas ou quatro imagens são reconstruídas por rotação de gantry, resultando em intervalos de reconstrução de imagem de 2 mm ou 1 mm (**Fine** (Fina)), 4 mm ou 2 mm (**Normal**) e 6 mm ou 3 mm (**Coarse** (Grossa)).

   Cada corte reconstruída usa os dados de uma rotação inteira (no entanto, os dados são ponderados para que os dados nas extremidades da rotação não sejam tão usados). Com quatro cortes por rotação de gantry, há mais redundância nos dados usados para reconstruir os cortes vizinhos que com dois cortes por rotação.

DICA: Os **Reconstruction Intervals** (Intervalos de reconstrução) menores podem melhorar a resolução da exibição longitudinal, sem impacto no tempo de varredura ou na dose do paciente. Uma melhoria mais significativa na resolução de exibição longitudinal pode ser alcançada usando um **Acquisition Pitch** (Rotação ao redor do eixo x para aquisição) mais fino (mas isso aumentará o tempo de varredura e a dose do paciente).

DICA: O uso das opções de reconstrução Iterativa para reduzir o ruído melhora a resolução de exibição longitudinal percebida.

DICA: O número máximo de cortes permitidas para uma varredura *CTrue* é 300, então use a configuração **Coarse** (Grossa) e um intervalo de reconstrução maior se precisar cobrir a distância de varredura máxima possível.

7. Dimensionar os números da CT pela **calibrationSlope** e **calibrationLinearityOffset** nos dados da máquina.
8. Os cortes exibidos na guia **Register** (Registro) do TDC são interpoladas para as posições da imagem de planejamento.

OBSERVAÇÃO: Se a resolução da sua imagem de planejamento for fraca (por exemplo, para um procedimento de QA), a resolução da tela na guia **Register** (Registro) será fraca.

Correção de artefatos da imagem *CTrue*

Na guia **Register** (Registro) do TDC, existe uma área chamada **Scan Image Control** (Controle da imagem de varredura) que contém as ferramentas **CTrue Image Filter** (Filtro de imagem CTrue): 1) um controle deslizante para aplicar um filtro suave que preserva as margens, que é definido como

None (Nenhum) por padrão; e 2) uma caixa de seleção **Use artifact correction** (Usar correção de artefato). A correção de artefato é desmarcada (desativada) por padrão.

As imagens MVCT adquiridas no sistema de tratamento têm exibido ocasionalmente um artefato de imagem no isocentro que é comumente chamado de artefato de “botão” (mancha no isocentro) quando visto no plano transversal ou o artefato de “zíper” (padrão alternado de pixels escuros e claros ao longo do eixo IEC Y) quando visto nos planos coronal ou sagital.

Visualizações coronal e transversal com correção de artefato não utilizada e um artefato de botão/zíper está presente. Abaixo: Correção dos artefatos usados.

A opção de correção reduz substancialmente o artefato de zíper, reduzindo a frequência ofensiva da imagem no espaço de Fourier. Além da correção do artefato de zíper, os artefatos não alternados (corrente contínua ou CC) são filtrados comparando o valor médio das colunas axiais de pixels com os valores dos pixels circundantes. Somente os pixels dentro de um raio de 1 cm do centro da imagem são filtrados. A imagem reconstruída é armazenada sem a correção de artefato e a imagem pode ser visualizada com ou sem a correção aplicada.

Em casos raros, pode ser possível corrigir o artefato de zíper para remover um recurso anatômico ou objeto simulador real próximo do isocentro que seja longo, uniforme e cilíndrico (veja as imagens de amostra abaixo). Se a anatomia do paciente ou objeto simulador tiver uma característica longa e cilíndrica no isocentro (como uma câmara de ionização ou a via aérea do paciente) e se você usar a correção de artefato, deve determinar se a correção de artefato está obscurecendo características reais do paciente ou objeto simulador, comparando visualmente as imagens corrigidas versus as não corrigidas. Para ver a imagem não corrigida, veja a pré-visualização de imagem *CTrue* na guia **Scan** (Varredura) (a correção

de artefato de zíper não é aplicada na guia **Scan** (Varredura)) ou desmarque a opção de correção de artefato na guia **Register** (Registro) e clique em **Apply** (Aplicar). Caso seja determinado que a correção de artefato está obscurecendo uma característica real do paciente ou objeto simulador, a opção de correção de artefato deve ser desativada (desmarcada) para a imagem desse paciente ou objeto simulador.

ATENÇÃO: A ferramenta de correção de artefato pode introduzir características não físicas em suas imagens *CTrue*. Se você usar a correção de artefato, compare sempre as imagens com e sem a correção de artefato. Desative a correção de artefato se ela obscurecer as características do paciente.

Imagem do objeto simulador *Tomo* com plugue removido perto do isocentro. Esquerdo: Correção de artefato não utilizada. Direito: Correção dos artefatos usados. Neste exemplo, a correção de artefato esconde uma característica real do objeto simulador, por isso seria melhor não usá-la.

Massa não física introduzida nas imagens *CTrue* da via aérea do paciente. Nesse caso, a correção de artefato deve ser desativada.

Registro automático de imagens

O TDC permite que você registre uma imagem *CTrue* para manualmente ou automaticamente para a imagem de CT do planejamento.

O registro automático é baseado em uma variante do algoritmo de informações mútuas, uma técnica baseada em entropia que é comumente empregada para o registro de imagens. A opção **Full Image** (Imagem total) emprega o algoritmo de Informações mútuas. As opções **Bone** (Osso) e **Bone and Tissue** (Osso e tecido) foram desenvolvidas pela Accuray e são descritas em Ruchala 2002. Na técnica **Bone** (Osso), a imagem é primeiro limitada para identificar os pixels com valores característicos do osso e, em seguida, um algoritmo muito parecido com o de Informações mútuas é usado para realizar o registro com base apenas nos pixels qualificáveis. A técnica **Bone and Tissue** (Osso e tecido) é semelhante à técnica **Bone** (Osso), mas com um limiar de densidade mais baixo.

O algoritmo de registro automático ignora todos os pixels abaixo da linha de substituição da mesa na imagem de planejamento, de modo que o resultado do registro automático não seja sensível às posições relativas da mesa nas imagens de planejamento e MVCT, mas apenas à anatomia do paciente na mesa.

A amostragem uniforme das imagens é oferecida como forma de aumentar a velocidade do cálculo de registro. A **Superfine Resolution** (Resolução superfina) usa 100% dos pixels, a **Fine Resolution** (Resolução fina) reduz a amostragem da imagem por um fator de dois nas dimensões X e Z e a **Standard Resolution** (Resolução padrão) reduz a amostragem da imagem por um fator de quatro nas dimensões X e Z.

A caixa **Incomplete FOV** (FOV incompleto) pode ser marcada se o paciente se estender fora do campo de visão, para reduzir o efeito de artefatos de borda do campo no resultado do registro automático, conforme discutido em Ruchala 2002.

O número de graus de liberdade no registro automático também pode ser selecionado. A posição da mesa pode ser ajustada para corrigir as translações e o ângulo do gantry pode ser ajustado para corrigir os deslocamentos da rotação ao redor do eixo y. Para corrigir uma rotação ao redor do eixo x ou z, o terapeuta teria que girar fisicamente a posição do paciente na mesa em torno de um centro de rotação prescrito. Esse é um processo propenso a erros, que requer uma verificação adicional da configuração.

IMPORTANTE: Depois de realizar o registro automático ou manual, o operador deve observar os resultados finais do registro em todos os planos e em todas os cortes para garantir que o resultado seja aceitável em todos os graus de liberdade. Se estiver usando a ferramenta **Checker** (Verificador), verifique também o alinhamento sem a ferramenta **Checker** (Verificador) em todos os planos e em todas os cortes.

IMPORTANTE: O registro de corpo rígido das imagens que sofrem variações anatômicas entre as frações não possui uma resposta universalmente correta. Os resultados de registro marginais (erro de >1 cm) foram relatados para casos de configuração inicial fraca de um objeto simulador de teste (>3 cm de deslocamento inicial); consulte Boswell 2006. O operador humano deve colocar a maior confiança não no computador, mas em sua própria avaliação subjetiva dos resultados do registro com base em metas clínicas. O operador humano deve ajustar manualmente a imagem registrada automaticamente e rejeitar quaisquer resultados clinicamente inaceitáveis.

ATENÇÃO: Ao avaliar os resultados do registro de imagens, a ferramenta **Checker** (Verificador) pode ser usada para exibir grupos alternados de pixels (quadrados) nas imagens do Plano e da Varredura. Ao usar essa opção, coloque sempre o controle deslizante **Balance** (Equilíbrio) no lado da varredura de 100%. Isso garantirá que você irá comparar quadrados do verificador do Plano puro com os quadrados do verificador da Varredura pura. Se o controle deslizante **Balance** (Equilíbrio) for usado para misturar as imagens de Plano e Varredura no modo **Checker** (Verificador), as imagens podem parecer bem alinhadas, mesmo que não estejam. Isso pode resultar no alinhamento incorreto do paciente e no tratamento incorreto.

Preparação do paciente e da mesa

DICA: Use a exibição dos ângulos do feixe na guia **Register** (Registrar) do Console de aplicação de tratamento para verificar a meta diária de cobertura. Coloque o controle deslizante de equilíbrio **Balance** (Equilíbrio) em **Plan** (Planejar) para ver a cobertura planejada ou em **Scan** (Escanear) para ver a cobertura diária esperada. De forma semelhante à opção **Entire Treatment** (Tratamento completo) da guia de planejamento **Beam Angles** (Ângulos do feixe), a exibição do feixe da guia **Register** (Registrar) em cada corte mostra a cobertura do feixe em todas os cortes e inclui qualquer extensão de feixe devido ao flash.

Em qualquer determinado tratamento, os feixes podem entrar através da mesa de tratamento. Durante o processo de planejamento de tratamento, a mesa da imagem de CT de planejamento é substituída por uma imagem da mesa de tratamento. Desta forma, a calculadora de dose determina a atenuação e a dispersão dos feixes que passam através da mesa.

Para um tratamento *TomoHelical*, as pequenas discrepâncias na forma como a imagem da mesa determina a posição e atenuação da mesa tendem a ser médias devido ao grande número de ângulos de feixe.

Com apenas alguns ângulos de feixe em tratamentos *TomoDirect*, é necessário ter mais atenção para garantir uma concordância aceitável entre cálculos e medidas.

IMPORTANTE: A dose aplicada pode ser sensível à posição diária de configuração da mesa para feixes que entram através da mesa, especialmente para planos com poucos ângulos de feixe. Um ajuste na rotação do gantry ao redor do eixo y também pode alterar a interseção do feixe com a mesa e, portanto, a distribuição da dose no paciente.

O Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision* calcula a dose na geometria da imagem de planejamento do paciente. O sistema de tratamento não ajusta o cálculo da dose para determinar as variações diárias de configuração. O *Accuray Precision* System e o Console de aplicação de tratamento chamam a atenção para a importância de uma configuração diária consistente para planos *TomoDirect*.

Na guia **Beam Angles** (Ângulos de feixe) do Sistema de planejamento, um **Notice** (Aviso) relaciona todos os feixes que passam através da mesa antes de atingir o alvo. A dosimetria no alvo para esses feixes será sensível ao caminho do feixe através da mesa.

Aviso da guia Ferramentas durante o planejamento do *TomoDirect*

Na guia **Register** (Registrar) do Console de aplicação de tratamento, se os resultados de registro aceitos causarem uma diferença entre planejamento e aplicação em como um feixe cruza a mesa, uma mensagem de atenção pode ser exibida.

Mensagem de atenção da posição da mesa durante a configuração do paciente

1. Para determinar se a mensagem de atenção será exibida, os paletes superior e inferior da mesa são representados por uma caixa delimitadora retangular. A borda do feixe é definida pelas duas lâminas abertas mais distais em cada corte.
2. Em cada corte da imagem do CT de planejamento e no resultado do registro diário, o software verifica se as bordas do feixe cruzam ou não cada um dos quatro lados das duas caixas delimitadoras. Se houver alterações nesse resultado, desde a imagem do CT de planejamento até o registro diário, a mensagem de atenção será exibido.

IMPORTANTE: Uma mudança na interseção dos feixes com a mesa pode resultar em superdosagem ou subdosagem. Considere o seguinte:

- Indexar os pacientes para simulação e tratamento pode ajudar a reduzir a necessidade de ajustes na mesa e correções na rotação do gantry ao redor do eixo y, as quais podem alterar a interseção dos feixes com a mesa.
- Quando selecionar os feixes *TomoDirect*, evite ângulos de feixe que passem entre 2,5 cm das bordas da mesa, uma vez que a interseção desses feixes com a mesa será muito sensível às mudanças diárias da mesa.
- Se houver mais feixes entrando por baixo da mesa do que por cima, prepare um plano de ação caso a mensagem de atenção da imagem anterior apareça no Console de aplicação de tratamento.

OBSERVAÇÃO: Para verificar se os resultados diários de registro alteraram a quantidade de interseção do feixe com a mesa para a mensagem de atenção, o software deve fazer uma relação entre os valores X e Z da posição da mesa exibidos no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) e o isocentro. Consulte “Testes de alinhamento da mesa” (página 174)“Testes de alinhamento da mesa” (página 174) para obter detalhes sobre os parâmetros **Lateral Offset** (Deslocamento lateral) e **Couch height at isocenter (mm)** (Altura da mesa no isocentro (mm)).

Algoritmos para as Modalidades de tratamento Synchrony®

- Introdução aos algoritmos do Synchrony® 534
- Visão geral dos Métodos Synchrony® 535
- Rastreamento e geração de imagens monoscópicas sequenciais . . . 535

Introdução aos algoritmos do Synchrony®

O Synchrony® Fiducial Tracking™, Synchrony® Fiducial Tracking™ with Respiratory Modeling™ e o Synchrony® Lung Tracking™ with Respiratory Modeling™ são recursos licenciados e a disponibilidade depende da configuração do sistema. As modalidades de tratamento do *Synchrony* utilizam os algoritmos discutidos brevemente nas próximas seções. Consulte informações adicionais de Schnarr 2018.

O Synchrony® Fiducial Tracking™ with Respiratory Modeling™ e o Synchrony® *Lung Tracking*™ with Respiratory Modeling™ usam os marcadores externos LED (diodos emissores de luz) respiratórios Synchrony® fixados ao paciente e posicionados sobre a cavidade torácica. O movimento dos LED devido à respiração é monitorado continuamente pela matriz da câmera do *Synchrony*. Esse movimento é usado para monitorar a fase respiratória entre as radiografias e também prever a posição alvo de acordo com os padrões no ciclo respiratório do paciente.

O Modelo de correlação do *Synchrony* correlaciona o Modelo respiratório do *Synchrony* e um modelo de posição que identifica a localização precisa do alvo em qualquer ponto do ciclo respiratório. O modelo de correlação é usado para prever a posição de destino em pontos futuros. O modelo de correlação é utilizado quando o Synchrony® Respiratory Modeling™ é combinado com o Synchrony® Fiducial Tracking™ ou com o Synchrony® Lung Tracking™. O modelo de posição contém até 15 pontos de radiografia na tabela de modelo. Esses pontos são atualizados à medida que novas radiografias são obtidas. As posições dos fiduciais implantados ou o volume de destino detectado nas radiografias são utilizados para confirmar o movimento previsto pelo modelo de correlação e para refinar continuamente o modelo que é sincronizado com o padrão de respiração do paciente.

O Synchrony® Lung Tracking™ detecta os volumes dos tumores dentro de radiografias kV sem o uso de fiduciais implantados. O algoritmo identifica o VOI do tumor em cada radiografia kV e marca virtualmente o centroide. O movimento do tumor é sincronizado com uma combinação do VOI do tumor detectado nas radiografias e nos marcadores LED usados no Synchrony® Lung Tracking™.

Visão geral dos Métodos Synchrony®

Um sistema de imagem de raios X kV é montado em um deslocamento de 90° do feixe de tratamento MV, e um sistema de câmera ótica é montado acima do pé da mesa. Esse sistema rastreia o movimento do alvo obtendo uma imagem de raios X a cada poucos segundos durante a rotação do gantry. Para o movimento respiratório (periódico), o software correlaciona as posições alvo internas visíveis nas imagens de raios X com as posições dos marcadores detectadas continuamente pela câmera e gera um modelo de correlação interno-externo para determinar continuamente a posição alvo em três dimensões (3D). A correção de movimento é realizada atualizando continuamente as posições da garra e os padrões das lâminas do MLC para remodelar (efetivamente tornar a apontar) o feixe de tratamento para seguir o movimento do alvo 3D. Para o movimento devido a processos diferentes da respiração (por exemplo, digestão), nenhum modelo de correlação é usado. Em vez disso, o rastreamento do alvo é alcançado com as imagens de raios X obtidas periodicamente, sem correlação com um sinal contínuo da câmera.

As técnicas de sincronização de movimento em tempo real redirecionam o feixe de tratamento para seguir o alvo em movimento, sem interromper a aplicação do tratamento. O feixe de tratamento se move à medida que o alvo oscila gradualmente e muda de maneira imprevisível (comum para alvos de próstata e ginecológicos) ou se move com a respiração (comum para alvos abdominais e torácicos). Esta técnica mantém a precisão da aplicação durante toda a aplicação do tratamento e permite o planejamento com expansão mínima da margem do PTV. Para alvos que se movem com a respiração, a reorientação em tempo real permite margens de PTV semelhantes às usadas com janelas de passagem muito curtas, mas sem aumentar os tempos de aplicação (um ciclo de trabalho de 100%).

As garras e o MLC, que normalmente colimam o feixe de tratamento durante a aplicação do tratamento, são ajustados em tempo real para tornar a apontar o feixe de tratamento e seguir o movimento do alvo. À medida que a mesa se move progressivamente para dentro do gantry e o acelerador linear gira continuamente em torno do paciente, as garras são deslocadas para corrigir o movimento do alvo superior-inferior e os padrões planejados das lâminas são deslocados para a esquerda-direita ao longo do MLC binário para corrigir os movimentos anterior-posterior e mediolaterais.

Rastreamento e geração de imagens monoscópicas sequenciais

O sistema não obtém imagens de raios X ortogonais simultâneas. Em vez disso, são tiradas imagens individuais por um único gerador de imagens, com vários segundos de diferença à medida que o gantry gira. Chamamos isso de geração de imagens monoscópicas sequenciais. Os alvos podem se mover entre as obtenções de imagens; portanto, as posições 3D não

podem ser derivadas simplesmente triangulando sua posição a partir de um par de imagens. Para lidar com isso, o sistema constrói um modelo de correlação diretamente entre a amplitude da respiração (medida com marcadores óticos no peito ou no abdômen do paciente) e as posições 2D detectadas nas imagens de raios X, sem primeiro derivar as posições 3D do alvo. A equação a seguir descreve o problema básico de minimização de mínimos quadrados usado para derivar um modelo de movimento 3D:

$$\min_{f} \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} \left\| P_{g_i,c_i}\left(f\left(a_i, \mathbf{s}_j\right)\right) - \mathbf{p}_{i,j} \right\|^2$$

O modelo de movimento f é otimizado de modo que o movimento dos fiduciais dentro do paciente corresponda melhor às localizações fiduciais 2D detectadas nas imagens de raios X. As $\mathbf{p}_{i,j}$ são as posições fiduciais 2D em $i = 1. . .$imagens n, para $j = 1. . .$fiduciais m. O modelo de movimento f é uma função da amplitude da respiração a_i no momento da obtenção da imagem i e da posição fiducial 3D $\mathbf{s}_j$, para uma posição 3D ajustada pelo movimento $\mathbf{s}'_j$. A função $P_{gi,cj}(\mathbf{s}'_j)$ projeta a posição 3D ajustada pelo movimento para sua posição 2D correspondente na imagem de raios X, dado o ângulo do gantry g_i e a posição da mesa c_i correspondente à imagem i. O sistema utiliza um algoritmo de detecção fiducial adaptado do CyberKnife® para encontrar as posições fiduciais 2D ($\mathbf{p}_{i,j}$), depois usa a Ceres Solver library (Google Inc., Mountain View, CA, USA) para solucionar o modelo de movimento na equação acima. Na execução no computador do Console de aplicação de tratamento, o modelo de movimento leva menos de 100 ms para calcular, mas a localização fiducial 2D leva aproximadamente 1 s e, portanto, domina o tempo de processamento. Quando uma função ideal do modelo é calculada, a localização 3D do alvo pode ser prevista para qualquer amplitude respiratória em apenas alguns milissegundos. Seja a uma amplitude respiratória e $\mathbf{t}$ a localização 3D do alvo dentro do paciente sem movimento. Então, o novo local de destino 3D $\mathbf{t}'$ é simplesmente:

$$\mathbf{t}' = f(a, \mathbf{t})$$

Os recursos do Synchrony® Respiratory Modeling™ são compatíveis com duas formas de modelos: linear e 5-D. O movimento linear é descrito como:

$$f(a_i, \mathbf{s}_j) = [x_1, y_1, z_1] + [x_2, y_2, z_2]a_i + \mathbf{s}_j$$

Nesse caso, o processo de minimização deve solucionar seis variáveis (x_1, x_2, y_1, y_2, z_1, z_2) e, portanto, requer um mínimo de três imagens do painel plano para construir o modelo. Imagens adicionais melhoram a robustez e a confiança estatística do modelo.

Os modelos 5-D podem lidar com histerese, onde o movimento do alvo durante a inspiração é diferente do movimento durante a expiração. Este tipo de modelo supõe que a magnitude da histerese esteja correlacionada com a taxa de respiração do paciente e seus efeitos sobre os diferenciais de pressão no pulmão. O movimento 5-D é descrito matematicamente como:

$$f(a_i, a_i'', s_j) = [x_1, y_1, z_1] + [x_2, y_2, z_2]a_i + [x_3, y_3, z_3]a_i'' + \mathbf{s}_j$$

Nesse caso, o processo de minimização deve solucionar nove variáveis exigindo um mínimo de cinco imagens do painel plano para construir o modelo. Como são necessárias mais imagens para solucionar um modelo 5-D do que para um modelo linear, o modelo linear poderá ser construído com maior confiança estatística quando o movimento do alvo estiver realmente seguindo um caminho linear. O sistema escolhe automaticamente o tipo de modelo que melhor se ajusta aos dados com a maior confiança estatística.

Na prática, o padrão de respiração de um paciente pode não permanecer consistente ao longo do tempo. O sistema se adapta às mudanças no padrão de respiração, otimizando novamente o modelo sempre que uma nova imagem é obtida, levando em torno de um segundo para processar a imagem e atualizar o modelo. A adaptação do modelo é mais responsiva às alterações respiratórias recentes usando apenas as n imagens mais recentes e dando mais peso às imagens mais recentes na função objetivo de minimização. Na formulação, os pesos são especificados aumentando o erro esperado entre os locais 2D modelados e os previstos, proporcional à idade da imagem.

Seja σ a precisão inerente à detecção fiduciária 2D no painel, por exemplo, resultante do tamanho finito do pixel e da precisão do alinhamento geométrico dos componentes de imagem em kV. Seja σ' uma taxa esperada de mudança do padrão de respiração do paciente ao longo do tempo, e $\Delta t_i = t_n - t_i$ o intervalo de tempo entre a $i$ésima imagem e a mais recente ($n$ésima) imagem, para que $\Delta t_i \sigma'$ represente o quanto é esperado que o padrão de respiração na $i$ésima imagem seja desviado do modelo atual. A fórmula de minimização do modelo de movimento, com a maturação, é apresentada abaixo:

$$\min_f \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} \left[\frac{\left\| P_{g_i,c_i}\left(f\left(a_i, \mathbf{s}_j\right)\right) - \mathbf{p}_{i,j} \right\|}{\sigma + \Delta t_i \sigma'} \right]^2$$

Com a inclusão da maturação, a geração de imagens monoscópicas sequenciais pode rastrear efetivamente os movimentos não respiratórios e os respiratórios. A complicação com o movimento não respiratório é que não há sinal externo contínuo, como a amplitude da respiração, para se correlacionar com as imagens periódicas dos raios X. A primeira indicação do sistema de que ocorreu o movimento é quando a próxima imagem de raios X é obtida. Portanto, para ser mais responsivo ao movimento do alvo, o sistema deve preferir as informações de posição derivadas da imagem mais recente.

Para modelar o movimento não respiratório utilizando a estrutura de otimização do modelo acima, primeiro definimos a função do modelo de movimento como independente da amplitude da respiração. Por exemplo, a função $f(a_i, s_j) = [x, y, z] + \mathbf{s}_j$ modela a translação estática do alvo 3D e das posições fiduciais. Segundo, otimizamos o modelo usando apenas as poucas imagens mais recentes, normalmente apenas duas ou três imagens (por exemplo, $n = 3$). Finalmente, o parâmetro de maturação (σ') é escolhido para ser consistente com a velocidade em que os alvos não

respiratórios devem se mover dentro do paciente. Por exemplo, observou-se que a próstata se move lentamente devido ao enchimento da bexiga durante todo o tratamento. Agora, o processo de minimização do modelo pode calcular com precisão a posição 3D de alvos estacionários e lidar com alvos em movimento, preferindo as informações de posição das imagens mais recentes.

A estrutura de minimização do modelo oferece também uma maneira de verificar a consistência do modelo. Com a geração de imagens estereoscópicas, é possível comparar as posições detectadas ao longo do eixo compartilhado pelas duas imagens simultâneas para verificar o resultado do rastreamento. Isso não é possível com a geração de imagens monoscópicas sequenciais. Em vez disso, calculamos um intervalo de previsão do modelo chamado Diferença potencial na interface do usuário do Console de aplicação de tratamento. **Potential Diff** (Diferença potencial) representa a precisão com que o modelo deve ser capaz de estimar os deslocamentos futuros do rastreamento do alvo. Informalmente, é esperado que a diferença entre a raiz quadrada média (RMS) entre os deslocamentos previstos e os deslocamentos futuros reais (conhecidos somente nos objetos simuladores) seja menor que a Diferença potencial relatada. Observe que esse intervalo de previsão é afetado pelo tamanho limitado da amostra (no máximo 15 radiografias) e pela variação inerente no deslocamento do alvo em relação ao que pode ser representado pela formulação do modelo (ou seja, linear, 5-D ou estática).

Apêndice A

Medição de perfis de feixe com o tanque de água e a câmara A1SL Standard Imaging

Introdução. 540

Tipos de tanques de água 541

Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal. 544

Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal . . . 548

Perfis longitudinais simétricos 551

Perfis PDD 554

Perfis longitudinais assimétricos (apenas garras dinâmicas) 557

Configuração inicial do tanque: Orientação transversal . 560

Verificação do alinhamento: Orientação transversal. . . . 561

Perfis transversais 565

Introdução

Este apêndice fornece um passo a passo para se medir perfis de feixe usando o equipamento do pacote de Medição de feixe e QA e do pacote de QA padrão. Esses pacotes estão disponíveis para compra na Accuray Incorporated. Consulte “Equipamento de QA do local do cliente” (página 115) para ver uma lista de itens incluídos nesses pacotes.

IMPORTANTE: A Accuray fornece instruções e suporte específicos para o tanque de água Standard Imaging apenas. Se você não estiver usando o equipamento e a câmara Standard Imaging, as instruções nesta seção podem não ser apropriadas. Consulte o capítulo sobre Comissionamento para ver os fluxos de trabalho gerais. Entre em contato com o fabricante do tanque de água para obter as instruções específicas apropriadas para o seu tanque de água.

OBSERVAÇÃO: Estas instruções são aplicáveis ao TEMS 1.0. Se você tiver o TEMS 2.0, consulte o *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria) para obter instruções.

Tipos de tanques de água

- Tanque de água Standard Imaging 541
- Tanque de água PTW MP3-T 542
- IBA Blue Phantom Helix 543

Tanque de água Standard Imaging

O tanque de água Standard Imaging é o tanque de água recomendado para os sistemas de aplicação rotacionais. O tanque Standard Imaging está equipado com um braço de varredura motorizado que pode mover a câmara de ionização em duas dimensões. O tanque deve ser girado 90 graus para reunir os perfis. As diretrizes de instalação e uso do tanque seguem os protocolos padrão da Accuray e são usadas para coletar os perfis de referência. Mais informações sobre os protocolos do tanque de água podem ser encontradas no *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria).

Ilustração do tanque de água Standard Imaging

Perfis de configuração do tanque de água Standard Imaging

Tanque de água PTW MP3-T

O tanque de água PTW MP3-T é compatível com o sistema Accuray. O suporte da câmara de ionização acomoda a câmara A1SL em qualquer orientação. Faça a câmara apontar na direção X para coletar perfis longitudinais e PDD. Faça a câmara apontar na direção (-Y) para coletar perfis transversais. Compare esses dados com os dados do Modelo Dourado. Alguns sistemas podem exigir um adaptador TNC/BNC para conectar à câmara A1SL.

Esquerdo: Use a orientação X para coletar perfis longitudinais e PDD. Direito: Use a orientação (-Y) para coletar perfis transversais.

IBA Blue Phantom Helix

O tanque de água IBA Blue Phantom Helix é outro tipo de tanque de água compatível com o sistema de tratamento. Certifique-se de que a unidade de controle esteja tão longe da máquina quanto o cabo alcançar. Isso pode ser de cerca de 4 metros no chão, atrás do pé da mesa, para que a mesa forneça alguma “sombra” da radiação dispersa.

AVISO: Ao usar o IBA Blue Phantom Helix, certifique-se de que a unidade de controle esteja tão longe do isocentro quanto o cabo alcançar. Se você colocar a unidade de controle muito perto do isocentro, as medições do feixe serão afetadas. Não coloque a unidade de controle na mesa.

Colete os perfis transversais com o CC04 na orientação padrão (câmara de ionização apontada para o pé da mesa). Colete os perfis longitudinais e PDD com a câmara A1SL “lateralmente” (amarrada ao suporte CC04 como mostrado). Para evitar inconsistências de correção de profundidade entre os tanques de água IBA e Standard Imaging, compare os PDD com os perfis calculados do PDD fornecidos na planilha do TCOM (dados do modelo de feixe). Alguns sistemas podem exigir um adaptador TNC/BNC para conectar à câmara A1SL.

IBA Blue Phantom Helix e a câmara A1SL lateralmente

Se estiver usando o IBA Blue Phantom Helix, colete os perfis longitudinais e PDDs com a câmara A1SL “lateralmente” (amarrada ao suporte CC04 como mostrado). Os perfis transversais podem ser coletados com o CC04 na orientação padrão (não mostrada).

Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal

As instruções iniciais de configuração do tanque no capítulo sobre Comissionamento estão repetidas aqui, com observações adicionais específicas para o equipamento Standard Imaging. A orientação longitudinal do tanque será usada para coletar os perfis longitudinais simétricos e assimétricos e os PDD.

1. Coloque o tanque de água na mesa na orientação longitudinal no isocentro virtual. Para um novo tanque de água, primeiro verifique se os feixes horizontal e vertical do braço de varredura estão perpendiculares em relação um ao outro.
2. Desaperte ligeiramente os parafusos para ajustar o ângulo entre os feixes e aperte os parafusos novamente.

IMPORTANTE: Desapertar muito os parafusos provocará a queda do equipamento.

IMPORTANTE: O *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria) contém instruções detalhadas para configurar o tanque na orientação longitudinal, posicionar a câmara de medição A1SL e a câmara de referência A17, conectar os cabos e encher o tanque com água. Estas instruções não estão repetidas aqui. Observe todas as mensagens de atenção e aviso inseridos no *Dosimetry Analysis Guide* (Guia de análise de dosimetria).

3. Alinhe a rotação ao redor do eixo z do tanque com os lasers suspensos verdes (pode ser mais fácil fazer isso com um tanque vazio).
4. Encha o tanque com água até uma profundidade de aproximadamente 23 ou 24 cm.
5. Coloque a câmara de medição no suporte do braço de varredura.
6. Coloque a câmara de referência na posição apropriada para o teste desejado.
7. Enquanto ainda estiver na sala de tratamento, use o controlador do braço de varredura para direcionar a câmara ao redor de todo o perímetro do tanque. Certifique-se de que:
   - Os sensores de limite impedem que a câmara colida com as paredes do tanque ou comprima o cabo da câmara de ionização contra as paredes do tanque.
   - A configuração não requer sua interferência para que o cabo seja desenrolado.
   - O cabo da câmara de medição não intercepta o caminho do feixe até a câmara de medição.

- A câmara de referência não interfere no caminho do feixe para a câmara de medição, e a câmara de medição não interfere no caminho do feixe para a câmara de referência.

AVISO: Se o cabo da câmara de medição interceptar o caminho do feixe para a câmara, isso causará anomalias no sinal.

DICA: Para manter a tensão do cabo A1SL e evitar que o cabo se dobre sobre a câmara em profundidades rasas, rosqueie uma porca grande através do cabo da câmara e prenda a porca com fita ao cabo para que ela fique fora do tanque, de forma a formar um contrapeso. Certifique-se de que a câmara A1SL tenha folga suficiente para descer até o fundo do tanque. Se a câmara A1SL não tiver folga suficiente em todas as posições no tanque, isso pode fazer com que o cabo da câmara se solte da saída de encaixe, causando danos à câmara e/ou ao eletrômetro.

8. Com o tanque fora do furo no isocentro virtual, alinhe a rotação ao redor do eixo z do tanque de forma que a câmara se desloque paralelamente ao laser sagital suspenso.

Tampa de alinhamento

DICA: Uma tampa de alinhamento se encaixa na câmara A1SL. Isso pode ser usado para identificar o centro aproximado do volume de coleta.

AVISO: Certifique-se de remover a tampa antes de fazer mensurações, caso contrário os resultados podem ser afetados.

AVISO: Para evitar danos no tanque de água ou nas coberturas do gantry, verifique se há espaço suficiente conforme a mesa se move para dentro do furo.

9. Mova a câmara para o centro aproximado do tanque em Y. Em seguida, ajuste o tanque de modo que o volume de coleta da câmara fique centralizado nos lasers suspensos verdes em X e Y.

10. Direcione o tanque em 700 mm para dentro do furo.

11. Com o tanque no furo no isocentro, ajuste a altura da mesa de modo que a superfície da água corresponda aos lasers do orifício verde (850 mm SSD).

12. Ajuste o nivelamento do tanque ou do braço de varredura (rotação ao redor do eixo x) para que a câmara se desloque paralelamente à superfície da água. Para determinar o ajuste necessário, coloque um pequeno instrumento nível de bolha ao longo do eixo Y no braço de varredura (ou pode haver um instrumento nível de bolha integrado ao braço de varredura). Você também pode usar o controlador do braço de varredura para mover a câmara em Y e garantir que ela se desloque paralelamente à superfície da água.

DICA: Para ajustar a rotação ao redor do eixo x do tanque, pode ser mais eficaz verificar se a câmara se desloca paralelamente à superfície da água do que confiar no instrumento nível de bolha.

OBSERVAÇÃO: A água no tanque está sempre nivelada por causa da gravidade. Com a inclinação da mesa, o tanque por si só não estará nivelado, uma vez que ele não conta com pés de nivelamento. Os parafusos de nivelamento no braço de varredura precisarão ser ajustados para que ele possa se deslocar em nível com a gravidade.

IMPORTANTE: A rotação ao redor do eixo x do tanque deve ser ajustada com a mesa no furo, para dar conta dos efeitos da inclinação da mesa.

13. Ajuste o nivelamento do tanque ou do braço de varredura (rotação ao redor do eixo y) para que o trajeto vertical da câmara seja paralelo ao eixo Z. Para determinar o ajuste necessário, coloque um pequeno instrumento nível de bolha ao longo do eixo X no braço de varredura (ou pode haver um instrumento nível de bolha integrado ao braço de varredura).

OBSERVAÇÃO: Ajustar os parafusos de nivelamento em uma dimensão pode afetar a outra dimensão. Certifique-se de que as partes b) e c) estejam ambas passando antes de continuar.

14. Ajuste a profundidade da câmara de modo que fique metade submersa.

15. Verifique novamente a configuração do tanque para garantir que todos os parâmetros nas Etapas 7-9 passem (alguns parâmetros são interdependentes).

16. Direcione a câmara cilíndrica *0,6* r_{cav} mais profundamente no tanque, para representar a profundidade efetiva de medição. Para fazer isso no TEMS, siga as instruções em “Plotar dados do eletrômetro Tomo usando o software TEMS” (página 96)para configurar o TEMS.

17. Na seção **Water Tank** (Tanque de água) no canto inferior esquerdo da tela do TEMS, clique em **Set Origin** (Definir origem) para definir a nova posição de zero.

18. Digite uma posição vertical de +1,2 mm para representar o ponto efetivo de medição para a câmara A1SL. Em seguida, clique em **Move** (Mover).

IMPORTANTE: Certifique-se de que o **Relatively** (Relativamente) não está selecionado. O **Relatively** (Relativamente) deve permanecer desmarcado para todas as mensurações neste capítulo.

19. Clique novamente em **Set Origin** (Definir origem).

20. Se desejar, tire a mesa do furo em 700 mm e adquira uma imagem *CTrue* para verificar a configuração (água a 85 cm SSD, câmara a 1,2 mm de profundidade física). Ajuste a configuração se necessário e, em seguida, direcione a mesa em 700 mm para dentro do furo.

Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal

O capítulo de comissionamento descreve o fluxo de trabalho para a coleta de varreduras a fim de verificar o alinhamento longitudinal do tanque. As instruções para coletar e analisar os dados no TEMS são fornecidas abaixo.

- Coletar dados no TEMS 548
- Analisar dados no TEMS 549

IMPORTANTE: Antes da execução de varreduras de verificação de alinhamento, execute a configuração inicial do tanque na orientação longitudinal, conforme descrito na seção anterior.

Coletar dados no TEMS

1. Selecione o **Step Profile** (Perfil de degrau) como **Type** (Tipo) e **Longitudinal (SPDD)** (Longitudinal (SPDD)) como **Orientation** (Orientação).
2. Insira manualmente os valores:
   - **Total Distance** (Distância total) (mm): **30**
   - **Step Size** (Tamanho do degrau) (mm): **0,5**
   - **Depths** (Profundidades) (mm, ~ CSV): **15, 200**

Alinhamento longitudinal

3. Com o tanque de água no furo na posição do isocentro, escolha a tarefa de **Machine QA** (QA da máquina) e selecione o paciente **ZZZ Water Tank Longitudinal (Mid40 leaves)** (Tanque de água longitudinal ZZZ (lâminas Mid40)) no TDC. Execute um procedimento **J7mm Mid40Leaves** (Méd40lâminas J7 mm). Depois que o feixe de radiação estiver ligado por pelo menos 10 segundos, clique em **Run** (Executar) no software TEMS para medir os perfis.

Analisar dados no TEMS

1. Quando as varreduras estiverem concluídas, salve os dados do TEMS para seus registros como **SN# _Longitudinal Alignment_ YYYYMMDD_raw.csv**.
2. Se for necessário normalizar para o canal de referência, **Ctrl-click** (clique em Ctrl) para criar um ponto específico nos dados do canal de referência A17. Clique em **Analyze > Normalize by Channel** (Analisar > Normalizar por canal).

OBSERVAÇÃO: A câmara A17 é tipicamente colocada no fosso fora do tanque de água, ao longo da borda longa do tanque. O sinal nesta posição é baixo. Em alguns casos, a normalização da medição na câmara de referência degrada a relação sinal/ruído e não deve ser necessária se os dados da câmara de referência mostrarem que a saída do feixe está estável durante a aplicação. (Por causa do Servo de controle de dose, a saída do sistema normalmente é estável.)

3. **Ctrl-click** (clique em Ctrl) para criar um ponto de referência em qualquer lugar nos dados de perfil A1SL (em qualquer profundidade).
4. Clique em **Analyze > Normalize Data** (Analisar > Normalizar dados) para normalizar o perfil ao máximo.
5. Clique em **Analyze > Shift on % Max** (Analisar > Mudar em % Máx.). Digite 50% na janela pop-up para centralizar no FWHM do perfil.
6. Leia os resultados na parte inferior da tela, conforme mostrado:

Resultado do alinhamento do canal de amostragem 2, que mostra os centros de campo em -1,83 mm e -0,45 mm.

IMPORTANTE: Se você estiver medindo mais de um canal (por exemplo, câmara de medição e câmara de referência), certifique-se de identificar a linha de saída para o canal correto.

7. Se os perfis em diferentes profundidades diferirem mais do que 2 mm, ajuste o nível do tanque na sala, redefina a profundidade da câmara e execute novamente as varreduras até que passe.

   Se os perfis em diferentes profundidades estiverem de acordo em 2 mm, a rotação do tanque ao redor do eixo X é aceitável, e você pode prosseguir para a etapa 8.

8. Ajustar a posição inicial da câmara para representar o deslocamento do Y médio: Na seção **Water Tank** (Tanque de água) no canto inferior esquerdo da tela do TEMS, digite 0 em **Vertical Position** (Posição vertical) e digite a

média dos resultados para os dois perfis em **Horizontal Position** (Posição horizontal); em seguida, clique em **Move** (Mover) e **Set Origin** (Definir origem).

Observação: Embora você tenha ajustado a posição de Y da sua câmara para os lasers quando ela estava fora do furo, um pequeno ajuste de Y normalmente é necessário quando a câmara está dentro do furo, devido ao efeito do ângulo da rotação ao redor do eixo x com a inclinação da mesa na posição Y da câmara.

Perfis longitudinais simétricos

O capítulo de comissionamento descreve as varreduras de perfil longitudinal simétrico.

- Coletar dados no TEMS 551
- Processar dados no TEMS 552

IMPORTANTE: Verifique o alinhamento da varredura, conforme discutido nas seções anteriores, antes de coletar dados.

Coletar dados no TEMS

1. No menu **TEMS > Readings** (TEMS > Leituras), defina **Type** (Tipo) como **Quick Scan** (Varredura rápida) e **Orientation** (Orientação) como **Longitudinal (SPDD)** (Longitudinal (SPDD)). Defina os parâmetros **Total Distance** (Distância total), **Horizontal Velocity** (Velocidade horizontal) e **Depths** (Profundidades) como mostrado na tabela de Configurações de perfil longitudinal a seguir:

Largura do campo (mm)	Distância total da varredura (mm)	Velocidade da varredura (mm/s)	Profundidade da varredura (mm)
FW10 (J07)	100	1	15, 50, 100, 150, 200
FW18 (J14)	150	2	15, 50, 100, 150, 200
FW25 (J20)	150	2	15, 50, 100, 150, 200
FW50 (J42)	200	2	15, 50, 100, 150, 200

2. Com o tanque de água no furo na posição do isocentro, selecione **ZZZ Water Tank Longitudinal (Mid40 leaves)** (ZZZ Tanque de água longitudinal (lâminas Mid40)) na tarefa **Machine QA** (QA da máquina) no TDC. Selecione um procedimento com a largura de campo desejada. Depois que o feixe de radiação estiver ligado por pelo menos 10 segundos, clique em **Run** (Executar) no software TEMS para medir os perfis.
3. Quando o display do TEMS indicar que o perfil foi concluído, salve os dados como **SN# _Longitudinal_FW##_YYYYMMDD_raw.csv**.

DICA: Você pode interromper o procedimento com o botão **Stop** (Parar) amarelo quando tiver terminado de coletar dados. Você também pode manter o feixe em execução e coletar os dados de PDD para a mesma largura de campo.

4. Repita as etapas 1-3 para todas as larguras de campo na tabela Etapa 1.

Dados brutos de perfis longitudinais

Processar dados no TEMS

Esta seção fornece instruções para o processamento dos perfis longitudinais simétricos no TEMS. O TEMS permite que você normalize cada perfil ao máximo, normalize para o canal de referência (se necessário), centralize todos os perfis em seu FWHM e determine o FWHM de um perfil. Quando o processamento terminar, você pode comparar os perfis com os dados de referência no Microsoft® Excel™, conforme explicado na seção “Analisar o resultado” (página 212) do capítulo sobre Comissionamento.

Para cada conjunto de dados de perfil longitudinal simétrico:

1. Se necessário, normalize cada profundidade pelo canal de referência para representar os pulsos descartados e/ou o desvio da dose. Para fazer isso,

clique em **Ctrl** nos dados da câmara de referência. Selecione **Analyze > Normalize by Channel** (Analisar > Normalizar por canal).

IMPORTANTE: Em alguns casos, a normalização da medição na câmara de referência degrada a relação sinal/ruído e não deve ser necessária se os dados da câmara de referência mostrarem que a saída do feixe está estável durante a aplicação.

2. Normalize cada perfil pelo seu valor máximo: selecione **Analyze > Normalize Data** (Analisar > Normalizar dados).
3. Para haver consistência, mude cada profundidade para o seu centro de campo de largura total de 50%: **Ctrl-Click** (clique em Ctrl) em um ponto nos dados primários. Selecione **Analyze > Shift on % Max** (Analisar > Mudar em máximo de 50%) e digite **50%** na janela pop-up.

OBSERVAÇÃO: Quando os perfis são coletados no modo **Quick Scan** (Varredura rápida), o TEMS assume que o braço de varredura se desloca na velocidade constante especificada (não há retorno de posição absoluta no modo **Quick Scan** (Varredura rápida)). No entanto, no modo **Quick Scan** (Varredura rápida), há um breve período inicial de aceleração do braço de varredura para cada perfil, durante o qual a velocidade é menor do que a velocidade constante especificada. Isso resulta em incerteza de posição (mudanças) nos dados. A direção da aquisição de varredura (de valores positivos para valores negativos ou vice-versa) alterna para profundidades consecutivas, fazendo com que os perfis medidos sejam deslocados para frente e para trás com profundidades consecutivas. Uma vez que já verificamos o alinhamento da varredura longitudinal com uma varredura do **Step Profile** (Perfil de degrau), vamos agora assumir que essas mudanças são causadas pela aceleração do braço de varredura e usam o TEMS para centralizar cada perfil em seu FWHM. (De modo alternativo, todas as varreduras poderiam ser coletadas no modo **Step Profile** (Perfil de degrau) para um posicionamento mais preciso. Como o **Step Profile** (Perfil de degrau) é lento, o **Step Profile** (Perfil de degrau) é geralmente reservado para verificação do alinhamento, solução de problemas e medição dos perfis assimétricos.)

4. Salve os dados processados como **SN#_Longitudinal_FW##_YYYYMMDD_processed.csv**.

Perfis PDD

Esta seção fornece instruções do TEMS para a coleta de PDD para todas as larguras de campo simétricas, conforme discutido no capítulo sobre Comissionamento. Você medirá o PDD em profundidades de 0 a 19 mm em degraus de 1 mm e de 20 a 220 mm em degraus de 10 mm. Você também executará um PDD em forma de serpente para o campo de 1 cm (perfis longitudinais com velocidade de varredura de 2 mm/s em uma distância de 2 cm em Y em cada profundidade).

- Coletar dados no TEMS 554
- Processar dados no TEMS 555

IMPORTANTE: Os perfis PDD são medidos com as mesmas configurações do tanque de água usadas na coleta dos perfis longitudinais simétricos. Se o tanque de água tiver sido deslocado desde a medição dos perfis longitudinais simétricos, repita “Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal” (página 544) e “Verificação do alinhamento: Orientação longitudinal” (página 548).

Coletar dados no TEMS

1. No menu **Readings** (Leitura) do TEMS, selecione **PDD Profile** (Perfil PDD) no menu suspenso Tipo e **Longitudinal** (SPDD) no menu suspenso **Orientation** (Orientação). Clique em **Defaults** (Padrões) para preencher as profundidades e os valores. Verifique se as profundidades medidas são 0~19@1, 20~220@10.

Configurações de PDD

2. Com o tanque de água no furo na posição do isocentro, selecione o paciente **ZZZ Water Tank Longitudinal (Mid40 leaves)** (ZZZ Tanque de água longitudinal (lâminas Mid40)) na tarefa QA da Máquina no TDC. Selecione um procedimento com a largura de campo desejada. Depois que o feixe de radiação estiver ligado por pelo menos 10 segundos, clique em **Run** (Executar) no software TEMS para medir os perfis.

DICA: Se o TEMS parar e uma linha vermelha de erro aparecer na área de saída, isso geralmente é um indicativo de que os interruptores de limite do braço de varredura não conseguiram acomodar o alcance das profundidades solicitadas. Isso pode ser corrigido ao se ajustar as configurações de varredura para remover as profundidades de 21 e 22 cm ou ao se adicionar mais água ao tanque e repetir a configuração.

3. Quando o display do TEMS indicar que o perfil foi concluído, salve os dados como **SN#_PDD_FW##_YYYYMMDD_raw.csv**.
4. Repita as etapas 1-3 para todas as larguras de campo simétricas.
5. Além disso, colete e salve um **Serpentine PDD profile** (Perfil de PDD em forma de serpente) para a Largura de Campo de 10 mm usando os parâmetros descritos nesta figura:

PDD em forma de serpente

6. No menu Leituras do TEMS:
   - Selecione o **Serpentine PDD Profile** (Perfil de PDD em forma de serpente) no menu suspenso **Type** (Tipo).
   - Selecione **Longitudinal (SPDD)** (Longitudinal (SPDD)) no menu de lista suspensa **Orientation** (Orientação).
   - Clique em **Defaults** (Padrões) para preencher as profundidades. Verifique se as profundidades são 6, 8, 10~16@1, 18, 20~80@10, 150, 100~200@20.
   - Execute as etapas 2-3 para todas as larguras de campo dos perfis longitudinais.

Processar dados no TEMS

Esta seção contém instruções para o processamento de perfis PDD no TEMS. O TEMS permite que você normalize cada perfil ao máximo e também para o canal de referência (se necessário). Quando o processamento terminar, você pode comparar os perfis com os dados de referência no Microsoft Excel, conforme explicado na seção “Analisar o resultado” (página 212) do capítulo sobre Comissionamento.

Para cada conjunto de dados de PDD:

1. Selecione **Analyze > Translate PDD** (Analisar > Trasladar PDD).

OBSERVAÇÃO: O **Translate PDD** (Trasladar PDD) identifica todos os pontos de PDD coletados em diferentes profundidades como membros de um conjunto de dados. (O **Translate PDD** (Trasladar PDD) não muda os dados, como o nome talvez possa sugerir.)

2. Se for necessário normalizar cada profundidade para o canal de referência, **CTRL-click** (clique em Ctrl) em um ponto nos dados da câmara de referência e selecione **Analyze > Normalize by Channel** (Analisar > Normalizar por canal).

IMPORTANTE: Em alguns casos, normalizar a medição para a câmara de referência degrada a relação sinal/ruído.

3. Selecione **Analyze > Normalize Data** (Analisar > Normalizar dados) para normalizar pelo máximo.
4. Salve os dados processados como **SN#_PDD_FW##_YYYYMMDD_processed.csv**.

Perfis longitudinais assimétricos (apenas garras dinâmicas)

Esta seção fornece instruções do TEMS para a coleta dos perfis assimétricos longitudinais (IECY) para sistemas com o recurso de garras dinâmicas, conforme discutido no capítulo sobre Comissionamento. Os perfis assimétricos precisam ser medidos apenas a uma profundidade de 15 mm.

- Verificar o alinhamento do tanque 557
- Coletar dados no TEMS 558
- Processar dados no TEMS 559

DICA: Os perfis longitudinais simétricos (IECY) de tanques de água devem ser confirmados passando antes da medição dos Perfis longitudinais assimétricos de tanques de água.

IMPORTANTE: Os perfis longitudinais assimétricos são medidos com as mesmas configurações do tanque de água usadas na coleta dos perfis simétricos longitudinais e PDD. Se o tanque de água tiver sido deslocado desde a medição dos perfis longitudinais simétricos ou dos perfis PDD, repita “Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal” (página 544) para verificar a configuração.

Verificar o alinhamento do tanque

Antes de medir os perfis longitudinais assimétricos (IECY) de tanques de água, a configuração do tanque de água deve ser verificada novamente usando a varredura de alinhamento longitudinal. Os perfis assimétricos serão medidos apenas a uma profundidade de 15 mm. Em vez de calcular a média da correção de deslocamento para profundidades de 15 mm e 200 mm, a correção a 15 mm de profundidade deve ser aplicada.

1. Repita as etapas em “Coletar dados no TEMS” (página 548) para executar a varredura de verificação de alinhamento longitudinal, mas use apenas a profundidade de 15 mm: **Depths (Profundidades) (mm, ~ CSV): 15**.
2. Repita as etapas em “Analisar dados no TEMS” (página 549) e se certifique de que a mudança não exceda ±0,05 mm. A seguinte imagem serve como exemplo de um resultado que passa.

Alinhamento longitudinal assimétrico

IMPORTANTE: Certifique-se de verificar a linha de saída apropriada para a câmara de medição e a profundidade de 15 mm.

3. Se o deslocamento reportado não estiver dentro de 0 ± 0,05 mm:
   - Digite **0** em **Vertical Position** (Posição vertical).
   - Insira a mudança relatada na caixa **Horizontal Position** (Posição horizontal).
   - Clique nos botões **Move** (Mover) e **Set Origin** (Definir origem).
   - Repita as etapas 1-3 até o resultado estar dentro de 0 ± 0,05 mm.

IMPORTANTE: Se, em qualquer momento, durante a medição dos perfis longitudinais assimétricos (IECY), for verificado que a posição da mesa mudou (nas direções IECY ou IECZ), repita as etapas para confirmar que a localização do centro de campo relatada na profundidade 15 mm está dentro de ± 0,05 mm. Se o centro de campo estiver fora de ± 0,05 mm, ajuste a posição inicial do tanque e repita os perfis assimétricos impactados.

Coletar dados no TEMS

OBSERVAÇÃO: Por causa da alteração característica de dados que ocorre quando o recurso **Quick Scan** (Varredura rápida) é utilizado, o **Step Profile** (Perfil de degrau) deve ser usado para medir perfis longitudinais assimétricos de tanques de água (IECY). Com isso, as informações de posição absoluta são mantidas, as quais são úteis para comparação com os perfis de dose calculados na planilha TCOM.

1. No menu **Readings** (Leituras) do TEMS, defina **Type** (Tipo) como **Step** (Degrau), **Total Distance** (Distância total) como 100 mm, **Step Size** (Tamanho do degrau) como 1,0 mm e **Depth** (Profundidade) como 15 mm.
2. Abra o paciente **ZZZ Water Tank Longitudinal (Mid40 leaves)** (Tanque de água longitudinal ZZZ (lâminas Mid40)) da tarefa **Machine QA** (QA da máquina) no TDC. Selecione um procedimento com a largura de campo desejada. Depois que o feixe de radiação estiver ligado por pelo menos 10 segundos, clique em **Run** (Executar) no software TEMS para medir os perfis.
3. Quando o display do TEMS indicar que o perfil foi concluído, salve os dados como **SN#_Longitudinal_FW##_+/-IECY_YYYYMMDD_raw.csv**.
4. Repita para todas as larguras de campo assimétricas.

Processar dados no TEMS

Esta seção contém instruções para o processamento dos perfis longitudinais assimétricos no TEMS. O TEMS permite que você normalize cada perfil ao máximo e também para o canal de referência (se necessário). Quando o processamento terminar, você pode comparar os perfis com os dados de referência no *Microsoft Excel*, conforme explicado na seção “Analisar o resultado” (página 212) do capítulo sobre Comissionamento.

Para cada conjunto de dados de perfil longitudinal assimétrico:

1. Se necessário, normalize cada profundidade pelo canal de referência para representar os pulsos descartados e/ou o desvio da dose. Para fazer isso, clique em **Ctrl** nos dados da câmara de referência. Selecione **Analyze > Normalize By Channel** (Analisar > Normalizar por canal).

IMPORTANTE: Em alguns casos, normalizar a medição para a câmara de referência degrada a relação sinal/ruído.

2. Para normalizar cada perfil ao seu valor máximo, selecione **Analyze > Normalize Data** (Analisar> Normalizar dados).
3. NÃO mude os perfis assimétricos em seu FWHM. Salvar os dados processados como **SN#_Longitudinal_FW##_+/-IECY_YYYYMMDD_processed.csv**.

Configuração inicial do tanque: Orientação transversal

IMPORTANTE: Antes de mudar a configuração do tanque de água, confirme se todos os perfis Longitudinal e PDD estão passando.

Siga os passos conforme “Configuração inicial do tanque: Orientação transversal” (página 208) para alinhar o tanque na orientação transversal. Muitas das observações específicas do equipamento Standard Imaging em “Configuração inicial do tanque: Orientação longitudinal” (página 544) também se aplicam à orientação transversal.

AVISO: Evite empurrar as paredes do tanque ao girar o equipamento, pois isso pode causar a sua quebra. Empurre a base do tanque, perto do fosso. Além disso, evite esticar os cabos ao girar o tanque.

Verificação do alinhamento: Orientação transversal

Esta seção fornece instruções do TEMS para a coleta e análise dos perfis usados para verificar o alinhamento rotacional do tanque, conforme discutido no capítulo sobre Comissionamento.

- Coletar dados no TEMS 561
- Processar dados no TEMS 562

IMPORTANTE: Antes de executar varreduras de verificação de alinhamento, execute a configuração inicial na orientação transversal, conforme descrito na seção anterior.

Coletar dados no TEMS

1. Certifique-se de ter concluído as etapas na seção anterior para definir a origem da câmara e contabilizar a profundidade efetiva de medição.
2. Na seção **Water Tank** (Tanque de água) do TEMS, insira **Horiz Pos** (Pos horiz) e **Vertical Pos** (Pos vertical) seguindo a tabela abaixo. Em seguida, clique em **Move** (Mover). Comece com varredura nº 1.

Posições da câmara

Varredura nº	Pos horiz (mm)	Pos vertical (mm)
1	-150	15
2	150	15
3	0	200

3. Certifique-se de que o **Sample Time** (Tempo de amostra) esteja configurado para 100 ms e o **Bias** (Viés) esteja a -300 V.
4. Abra o paciente **ZZZ Water Tank Transverse Setup Topo** (ZZZ Tanque de água transversal – configuração topo) da tarefa **Machine QA** (QA da máquina) do TDC e prepare um procedimento.

5. Se o tanque de água estiver atualmente no isocentro no furo, execute um **Step Move** (Movimento do degrau) de -50 mm em Y para tirar a mesa do furo.
6. Pressione **Ready** (Pronto) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento).

Observação: Cada procedimento **WaterTankTransverseSetup.xml** direciona a mesa em 30 mm para dentro do furo (configuração para distância pronta). Com o feixe ativado, a mesa se desloca na direção Y para coletar um perfil longitudinal por uma distância de 40 mm (varrendo um intervalo de [-20 mm, 20 mm] em Y em relação ao isocentro). Quando o procedimento terminar, a mesa retorna à posição que ocupava imediatamente antes de pressionar **Ready** (Pronto).

7. Antes que a radiação comece, clique em **Sample** (Amostra) no software TEMS.
8. Quando o procedimento estiver concluído, clique em **Sample** (Amostra) para parar a amostragem.
9. Salve o resultado.
10. Repita as etapas 2-9 para as varreduras 2 e 3.

Processar dados no TEMS

1. No TEMS, clique em **Analyze > Couch Velocity** (Analisar > Velocidade da mesa) e defina como 1,0.

OBSERVAÇÃO: O TEMS não possui conexão direta com o sistema e precisa ser informado a respeito da velocidade da mesa. A velocidade da mesa no XML é de 1,0 mm/s.

2. Clique em **Analyze > Normalize Data** (Analisar > Normalizar dados) para normalizar o máximo do perfil para 100%.

IMPORTANTE: Não faça a normalização por canal, pois a câmara de referência se move através do feixe durante o procedimento.

3. Clique e arraste uma caixa ao redor do canto de radiação ligada do perfil para aumentar o zoom. Então, **CTRL-click** (clique em Ctrl) para selecionar um ponto no canto de radiação ligada do perfil. **Double-click** (Clique duas vezes) para reduzir o zoom.

OBSERVAÇÃO: Como você iniciou a medição do perfil antes de ligar o feixe, os cantos de feixe ligado e feixe desligado podem ser identificados nos perfis através do aumento súbito no sinal da câmara. Veja os pontos vermelhos nas bordas inferiores esquerda e direita do gráfico de dados.

4. Repita a Etapa 3 para o canto da radiação desligada do perfil.

DICA: A localização dos seus pontos no feixe ligado no feixe desligado afeta a análise. Tente escolher pontos semelhantes para os cantos no feixe ligado e no feixe desligado.

Feixe ligado/desligado

5. Clique em **Analyze > Find Couch Offset** (Analisar > Localizar deslocamento da mesa). O TEMS verificará a centralização do perfil em relação ao período de feixe ligado conforme indicado pelos pontos de controle e reportará o deslocamento da mesa na janela de saída na parte inferior da tela.

IMPORTANTE: Certifique-se de identificar a linha de saída para o canal de medição, e não para o canal de referência.

6. Repita as etapas 1-5 para as varreduras 2 e 3.

7. Consulte a árvore de decisões em “Verificação do alinhamento: Orientação transversal” (página 209).

   Se os perfis individuais diferirem da média em mais de 1 mm, ajuste o nivelamento do tanque na sala (rotação ao redor do eixo x ou rotação ao redor do eixo z), redefina a profundidade da câmara e execute as varreduras novamente até ser aprovado.

   Se os perfis individuais concordarem dentro de 1 mm de sua média, a rotação do tanque ao redor dos eixos X e Z (rotação ao redor do eixo x ou rotação ao redor do eixo z) é aceitável. Ajuste a posição Y da mesa para corrigir a posição média do centro em suas 3 varreduras.

8. Traga a mesa 50 mm para dentro do furo (até o isocentro).

Perfis transversais

O capítulo sobre Comissionamento descreve os requisitos para as varreduras de perfis transversais. Esta seção contém instruções para a coleta e processamento de dados no TEMS.

- Coletar dados com o TEMS 565
- Processar dados com o TEMS 566

IMPORTANTE: Antes de coletar dados, verifique o alinhamento da varredura conforme as instruções nas seções anteriores.

IMPORTANTE: Se você ainda não o fez, mova a mesa **50 mm** para dentro do furo, para o isocentro.

Coletar dados com o TEMS

1. Insira os parâmetros no menu Leituras do TEMS, conforme mostrado:

Coleta transversal

2. Abra o paciente **ZZZ Water Tank Transverse (All Open)** (ZZZ tanque de água transversal (tudo aberto)) na tarefa QA da Máquina no TDC.
3. Selecione e execute o procedimento **J42mm All Open** (J42 mm tudo aberto).
4. Depois que a radiação estiver ativada por cerca de 10 segundos, clique em **Run** (Executar) no TEMS.

DICA: Se uma linha vermelha de erro aparecer na área de saída do TEMS e o software parar durante a coleta de perfis transversais, isso geralmente é um indicativo de que os interruptores de limite do braço de varredura não conseguiram acomodar a amplitude de larguras solicitada. Isso pode ser resolvido ao se ajustar a posição dos interruptores de limite (certificando-se de que o braço de varredura não colida com as paredes do tanque de água) ou ao se reduzir ligeiramente o comprimento da varredura solicitada (por exemplo, reduzir o campo **Total Distance** (Distância total) de 510 para 500 mm no TEMS).

5. Quando o display do TEMS indicar que o perfil foi concluído, salve os dados como **SN# _Transverse_FW##mm_YYYYMMDD_raw.csv**.
6. Repita as etapas 1-5 para as outras larguras de campo simétricas.

Processar dados com o TEMS

No TEMS, processe os dados medidos:

1. Se necessário, normalize cada profundidade pelo canal de referência para representar os pulsos descartados e/ou o desvio da dose. Para fazer isso, clique em **CTRL** nos dados da câmara de referência. Selecione **Analyze > Normalize By Channel** (Analisar > Normalizar por canal).

IMPORTANTE: Em alguns casos, normalizar a medição para a câmara de referência degrada a relação sinal/ruído.

2. Para normalizar pelo máximo, selecione **Analyze > Normalize Data** (Analisar > Normalizar dados).
3. Para haver consistência, mude cada profundidade para o seu centro de campo de largura total de 75%. **CTRL-click** (clique em Ctrl) nos dados medidos e, em seguida, selecione **Analyze > Shift on % Max** (Analisar > Mudar em máximo de %) e digite **75%** na janela pop-up.

OBSERVAÇÃO: Veja a observação sobre a aceleração do braço de varredura em “Perfis longitudinais simétricos” (página 551). Para os perfis transversais, o máximo de 75% é usado em vez do máximo de 50%. (O máximo de 50% está próximo dos cantos do perfil e é um lugar mais difícil para se obter uma medida de largura de campo estável).

4. Salve os dados processados como: **SN#_Transverse_FW##mm_YYYYMMDD_processed.csv**.

   Quando o processamento terminar, você pode comparar os perfis com os dados de referência no *Microsoft Excel*, conforme explicado na seção “Analisar o resultado” (página 212) do capítulo sobre Comissionamento.

Apêndice B

Análise do filme

Introdução. 568

Especificações do filme 569

Especificações do scanner 570

Visão geral do software de análise RIT 571

Dicas para exposição, marcação e digitalização de filmes. . . 572

Criar um arquivo de calibração de dose de filme 574

Perfis de filme para testes de procedimento de conclusão 578

Introdução

Muitas clínicas preferem eliminar as despesas e a manutenção de filmes e processadores de filmes. Há no mercado uma série de alternativas ao filme para a QA específica do paciente. Enquanto um dispositivo de matriz pode ser uma opção viável para a QA específica do paciente, a resolução de um dispositivo de matriz (geralmente de vários milímetros) não é suficiente para testes de alinhamento TG-148 com tolerâncias submilimétricas. Sua clínica deve explicar a necessidade de realizar testes de alinhamento usando o filme como parte da QA de rotina do seu sistema de tratamento.

Especificações do filme

Os filmes mais comuns utilizados em radioterapia são o filme Kodak® EDR2 e o filme GAFchromic EBT:

- O filme Kodak EDR2 requer um processador de filme úmido e uma sala escura, mas algumas clínicas preferem o filme EDR2 porque ele é menos sensível ao manuseio e à digitalização do que o filme EBT e produz um resultado mais uniforme.
- O filme EBT não requer um processador de filme úmido e é autorrevelável quando exposto à radiação. O filme EBT leva várias horas para se estabilizar e é sensível à orientação da digitalização.

O filme de tamanho médio (aproximadamente 20 cm x 25 cm) é suficiente para a maioria dos testes de alinhamento. O filme de tamanho grande (aproximadamente 32 cm x 43 cm) é recomendado para a maioria dos testes de laser suspenso.

IMPORTANTE: Normalmente, o tempo de ativação do feixe deve ser duplicado para atingir a mesma exposição no filme EBT em comparação com o EDR2.

IMPORTANTE: Consulte a especificação de produto do fabricante do filme para obter instruções de manuseio adequadas para o filme EBT.

Especificações do scanner

Independentemente de o filme EDR2 ou de o filme EBT ser utilizado, será necessário ter um digitalizador de filme de qualidade médica (scanner) para converter seu filme em um arquivo digital para análise e armazenamento.

A Vidar é a única empresa que fabrica scanners projetados para aplicações médicas. Os scanners projetados para uso doméstico não possuem a qualidade necessária para testes médicos. A Ashland, vendedora do filme EBT, sugere o uso de um scanner de mesa Epson®, como o 10000XL; no entanto, o equipamento *Epson* não foi projetado para aplicações médicas.

Visão geral do software de análise RIT

O software RITg148+ é um produto de Radiological Imaging Technology (RIT). Para obter instruções sobre como usar o RITg148+, consulte o manual da RIT.

O software RITg148+ pode ser usado para executar as seguintes tarefas:

- Digitalize um filme com o Vidar DosimetryPRO® Advantage Digitizer® e salve-o em um formato proprietário do RIT.

OBSERVAÇÃO: Com o RITg148+ e o RIT Complete V6.6 e posterior, você também pode salvar no formato .tif.

- Abra um arquivo **.tif**.
- Analise todos os filmes de alinhamento TG 148: divergência de garra em y e alinhamento do plano de rotação do gantry, laser suspenso, deslocamento e torção lateral do MLC, centralização do campo do feixe de tratamento, capturas de estrelas estáticas e helicoidais e rotação do gantry/translação da mesa.
- Desenhe perfis através de um filme.
- Tarefas adicionais, conforme anunciado pela RIT.

O software RITg148+ não realiza análise de QA do paciente; no entanto, o software RIT Complete possui ferramentas para análise de filmes de QA do paciente.

Se você adquirir uma licença do RITg148+, você também precisará fornecer seu próprio:

- Filme.
- Scanner de qualidade médica.
- Software para conduzir o seu scanner e criar um arquivo .tif, se necessário, para análise de filme de QA do paciente.

OBSERVAÇÃO: O RITg148+ apenas aciona scanners Vidar.

- Computador para executar sua licença do RITg148+. O Accuray não inclui o computador. Para obter os requisitos mínimos do sistema, consulte http://radimage.com/support/minimum-requirements-for-rit-software/.

Dicas para exposição, marcação e digitalização de filmes

A maioria dos módulos de análise da RIT são altamente automatizados. Em muitos casos, os módulos podem localizar exposições e punções no filme sem a intervenção do usuário. A automação funciona melhor se os filmes estiverem expostos de acordo com as instruções da RIT. No entanto, existem algumas ferramentas disponíveis para limpeza manual, se necessário.

Dicas para expor os filmes:

- Use folhas de filme retangulares, que não tenham formato estranho ou pequenos fragmentos de filme. Alguns testes requerem alguns cm de plano de fundo vazio em torno da exposição para uma análise precisa.
- Preste atenção à orientação da exposição do filme necessária para o teste específico. Em particular, os filmes de movimento da mesa, da captura de estrela estática e da captura de estrela helicoidal devem ser expostos na orientação horizontal ou vertical.

Dicas para marcar os filmes antes da digitalização:

- Evite escrever ou marcar o filme, exceto se for necessário para a análise da RIT. (Caso queira registrar informações em uma cópia física do filme, você pode escrever no invólucro do filme EDR ou no filme depois de digitalizá-lo.)
- Se for necessário escrever no filme antes de digitalizá-lo, provavelmente será necessário usar ferramentas no software RIT para cortar ou apagar o que foi escrito antes da análise. Para facilitar a remoção do que foi escrito, isole a anotação em uma área distante das exposições e não escreva na extremidade do filme ou marque-a.
- Se estiver usando filme EDR2, faça punções de tamanho modesto um pouco antes de desenvolver os filmes. Se as punções estiverem expostas a muita luz antes do desenvolvimento, as punções podem aumentar muito de tamanho.
- Se estiver usando o filme EBT, marque as posições do laser com pequenos pontos no filme usando um marcador permanente regular. Não use marcador permanente vermelho se seu scanner tiver uma subtração de canal vermelho. Não utilize Sharpie de ponta fina (se as marcas forem muito pequenas, a RIT terá problemas para encontrá-las, principalmente se um filtro de suavização tiver sido aplicado ao filme para reduzir o ruído da imagem).
- Recomenda-se colocar as marcas de laser a cerca de 1 cm da borda do filme.
- Não faça marcas a laser na região da exposição. (Os filmes da captura de estrela são uma exceção, e não há problema em fazer marcas a cerca de 1 cm da borda do filme que pode estar na região da exposição.)

Dicas para digitalizar os filmes:

- Se estiver usando o filme EBT, siga as instruções do fabricante do filme.
- Digitalize o filme em linha reta para evitar que haja uma borda mais clara no limiar do filme que possa impedir a análise. (Se necessário, você pode usar o software RIT para cortar bordas de filme mais claras.)
- Para os testes de alinhamento do filme, não associe um arquivo de calibração de dose. Você pode seguir as instruções do guia do usuário para executar uma calibração espacial do scanner e definir com mais precisão o tamanho do pixel. Você pode então aplicar a calibração espacial a varreduras futuras.

Criar um arquivo de calibração de dose de filme

- Exposição do filme 574
- Criação de tabela de calibração de filme 577

Exposição do filme

OBSERVAÇÃO: Esta seção fornece um método possível de usar o sistema de tratamento para irradiar filmes com a finalidade de criar uma tabela de calibração de dose de filme.

OBSERVAÇÃO: Para módulos de alinhamento de filme no software RITg148+, não é recomendado aplicar um arquivo de calibração de dose de filme.

IMPORTANTE: Para a dosimetria do filme, o arquivo de calibração do filme deve ser medido exclusivamente para cada caixa de filme, mudança química do processador (se aplicável) e digitalizador de filme.

IMPORTANTE: O arquivo de calibração do filme deve se estender além da faixa completa de valores de dose que se espera que sejam medidos.

1. Instale um arquivo de procedimento de calibração de filme apropriado no TDC (por exemplo, use o arquivo **Film_Cal.xml** ou **GAF_Film_Cal.xml**, que são disponibilizados pelo Atendimento ao Cliente da Accuray.)
2. Use uma placa Virtual Water™ de 5 cm, uma câmara de íons A1SL, um filme e uma placa de água virtual de 1 cm para reproduzir a configuração mostrada na Foto Cal Filme abaixo.

Foto cal filme

3. O filme tem uma profundidade de 1 cm, e a câmara de íons, 2 cm de profundidade, com alguns cm de material para retrodifusão abaixo da câmara de íons.
4. Ajuste a altura da mesa para que o laser do furo percorra a superfície superior da pilha *Virtual Water* (SSD 85 cm).
5. Posicione a *Virtual Water* de modo que a câmara de íons fique centralizada nos lasers suspensos verdes em IEC X e IEC Y e, portanto, a parte desejada do filme fique centralizada nos lasers verdes. Conforme mostrado na imagem Diagrama cal filme abaixo. O filme pode ser deslocado para permitir exposições múltiplas em um filme, mas a câmara de íons precisa ser centralizada nos lasers suspensos em IEC X e IEC Y para cada exposição. Dependendo do arquivo de calibração do filme usado, o tamanho de cada exposição do filme será de aproximadamente 5 cm x 10 cm (versão EDR) ou 5 cm x 5 cm (versão GAF).

Diagrama cal filme

6. Certifique-se de que a câmara de íons seja fixada para que não saia da *Virtual Water*. Use um cabo para conectar a câmara de íons na sala de tratamento ao eletrômetro fora da sala de tratamento e prepare o eletrômetro para medir a carga integrada.
7. Use a função de movimento do degrau em **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) para mover o tampo da mesa 70 cm para dentro do furo, para que a *Virtual Water* fique sob o LINAC.
8. Com a pilha *Virtual Water* no furo, ajuste a altura da mesa, representando a inclinação da mesa. O laser do furo deve percorrer a superfície superior da pilha *Virtual Water* (SSD 85 cm).
9. Se o XML indicar que a mesa será movida para dentro do furo quando **Ready** (Pronto) for pressionado, traga a mesa de volta para fora do furo para o isocentro virtual (-70 cm em Y). (Nos procedimentos fornecidos pela Accuray Incorporated, o **Film_Cal.xml** não move a mesa para dentro do furo quando **Ready** (Pronto) é pressionado, mas **GAF_Film_Cal.xml** move a mesa 70 cm para dentro do furo quando **Ready** (Pronto) é pressionado.)
10. Grave a temperatura, a pressão, o fator de calibração da câmara de íons e o fator de calibração do eletrômetro.
11. No TDC, abra o procedimento de calibração do filme na tarefa **Machine QA** (QA por máquina) e prossiga até a guia **Run** (Executar).
12. Selecione um dos procedimentos listados, que é observado em 5 s.
13. Clique em **Prepare Calibration** (Preparar calibração).
14. Comece a integrar o eletrômetro.
15. Execute o procedimento.

16. Registre o valor absoluto da carga no eletrômetro, em temperatura, pressão e fatores de calibração para a câmara de íons e o eletrômetro e calcule a dose aplicada à câmara de íons.
17. Usando os dados do PDD coletados com o tanque de água para a largura do campo de 5 cm, determine a proporção da dose D10 mm/D20 mm (esse fator geralmente é ~1,03, mas pode variar dependendo do modelo do feixe) e multiplique-a pela dose medida pela câmara de íons para determinar a dose aplicada ao filme.
18. Repita as etapas 11-13 para os procedimentos com outros tempos listados, movendo o filme todas as vezes, para irradiar uma parte diferente (ou substituindo-o por um novo filme para evitar o aglomerado das exposições).
19. Desenvolva o(s) filme(s), se o filme não for do tipo de autodesenvolvimento.

Criação de tabela de calibração de filme

1. Coloque o filme desenvolvido no scanner Vidar.
2. Inicie o software do scanner e digitalize o filme.
3. Usando o mesmo software que digitalizou o filme, meça o valor médio dos pixels no centro de cada região exposta (por exemplo, em um quadrado de 1 cm x 1 cm), bem como na região do plano de fundo do filme (0 cGy).
4. Prepare o arquivo de calibração para relacionar os valores do filme à dose, em um formato adequado para suas ferramentas de análise de filme de pacientes de terceiros.

Perfis de filme para testes de procedimento de conclusão

Esta seção fornece instruções para a criação de perfis no RITg148+, para que possam ser analisados no *Microsoft Excel*.

◆ Procedimento do teste 578

DICA: O RITg148+ também conta com uma ferramenta automatizada que avalia filmes de procedimento de conclusão; esse módulo não foi avaliado pela Accuray.

◆ Procedimento do teste

Depois de desenvolver ambos os filmes, digitalize-os com um scanner aprovado e salve os arquivos de filme digitalizados. Certifique-se de rotular os filmes e os arquivos de filme adequadamente (ou seja, HU para helicoidal não interrompido). Certifique-se de repetir as etapas abaixo para cada novo filme aberto, pois o RIT software RIT redefinirá alguns parâmetros aos seus valores-padrão quando um novo filme for aberto.

1. Usando o software RIT, abra o arquivo de filme **Uninterrupted Procedure – Helical** (Procedimento ininterrupto – helicoidal).
2. Se as regiões expostas da sua imagem tiverem valores numéricos mais baixos do que o plano de fundo:
   - Desligue o filtro de imagem (se você inverter e salvar com o filtro ativado, não poderá remover o filtro mais tarde).
   - No menu **Edit** (Editar), escolha **Invert and Save** (Inverter e salvar), então escolha **invert only** (apenas inverter).
3. Escolha uma paleta de cores para trabalhar e use a caixa de nivelamento da janela para tentar encontrar as marcas de laser.
4. Se você não conseguir ver as marcas de laser, desligue o filtro de imagem. Em seguida, aprimore as marcas de laser com a ferramenta punçar e apagar. Certifique-se de que o **pin prick value** (valor de punção) esteja definido para **min** (para evitar impactar a normalização do perfil no *Excel*, que é baseada no valor máximo na imagem).
5. Para comparar dois filmes corretamente, verifique se você está aplicando os mesmos parâmetros de filtro para ambos os filmes nessa análise. Se os perfis forem ruidosos, você pode considerar ativar os filtros médios de 3 x 3 ou 5 x 5.

OBSERVAÇÃO: Alterar as configurações do filtro faz com que você perca todas as configurações de análise do seu perfil, bem como a posição do perfil.

6. Uma vez que o RIT mede os perfis nas direções horizontal e/ou vertical, não há problema em girar o filme em 90°. No entanto, as linhas de laser precisam ser executadas horizontal e verticalmente na tela. Use a ferramenta “girar linha” se o filme estiver próximo da posição de alinhamento. Se você precisar girar o filme em 90°, considere usar **Non-Cropping Image Rotation and Resize** (Rotação e redimensionamento de imagem não recortada) no menu **Edit** (Editar). Mantenha o **scale factor** (fator de escala) em 1,0.
7. Use a ferramenta de seleção ROI para cortar quaisquer bordas mais claras da imagem.
8. No menu **Beam Measurements** (Medições de feixe) na parte superior da janela, escolha perfis ortogonais.
9. Clique nas linhas da Imagem de Referência e arraste-as para mover os perfis para a posição das marcas de laser. As setas direcionais no teclado também podem ser usadas para essa finalidade.
10. Selecione **set to intersection** (definir para interseção) para a configuração de posição zero. (Isso garante que as posições listadas e salvas nos dados de perfil interrompidos e não interrompidos sejam referenciadas para os lasers verdes.)
11. Clique com o botão direito do mouse nas linhas de perfil na Imagem de Referência para ajustar a cor ou o estilo de linha, distinguindo mais facilmente os perfis horizontal e vertical.
12. No canto superior direito da tela, exiba apenas o perfil que corresponde ao eixo IEC Y (“perfil cruzado” ou “perfil de profundidade”, dependendo da forma como o filme foi orientado).

As linhas de perfil passam pelas marcas de laser. Nessa orientação, o perfil IEC Y é o horizontal (“perfil cruzado”) na tela, que escolhemos exibir com uma linha vermelha tracejada. Observe que, embora o eixo vertical do gráfico esteja rotulado como “cGy”, uma vez que nenhuma calibração foi aplicada, os dados reais estão em unidades de scanner.

13. No menu **File** (Arquivo), selecione **Export Plot ASCII data** (Exportar dados ASCII do gráfico) para obter a lista de valores de dados para o perfil. Clique no botão **Save** (Salvar) para salvar os dados do perfil em formato **.txt**. Certifique-se de dar um nome consistente a esses dados do perfil e alterar a extensão do arquivo de **.txt** para .**csv**.

Apêndice C

Criar QA por máquina

Guia rápido 582
Interface do editor de QA e sinograma da máquina 589
Criar um procedimento e usar o Editor de sinograma. . . 604

Guia rápido

- Sobre os parâmetros do sistema e os procedimentos de QA da máquina 582
- Guias de QA da máquina e de Execução 583
- Guia editar máquina 585
- Abrir e exibir uma estrutura de dados 585

Sobre os parâmetros do sistema e os procedimentos de QA da máquina

O fluxo de trabalho **Create Machine QA** (Criar QA por máquina) é usado para criar procedimentos personalizados de garantia de qualidade da máquina.

Embora seja possível criar um procedimento que use o feixe de imagem, a aplicação desses procedimentos na guia **Run** (Executar) não resultará em um volume de imagem reconstruído. Somente os procedimentos gerados na guia **Scan** (Varredura) podem ser reconstruídos pelo software do sistema de tratamento.

Você pode revisar as imagens de QA da máquina selecionando **Review Machine QA Registration** (Revisar o registro de QA da máquina) no menu Ferramentas do Console de aplicação de tratamento. As varreduras também podem ser recuperadas com a opção **Export Machine QA Scans** (Exportar varreduras de QA por máquina) no menu Ferramentas, que as exporta para o formato DICOM para uso off-line.

OBSERVAÇÃO: Os procedimentos de QA da máquina são limpos todas as noites. Apenas as imagens mais recentes são mantidas. Você pode definir o número máximo de procedimentos de QA da máquina na manter na guia **Policies** (Políticas) da tarefa System Administration (Administração do sistema) no software *Accuray Precision*.

IMPORTANTE: Se você carregar um procedimento que tenha sido criado em uma versão anterior do software Accuray ou uma geração anterior de produtos Accuray, o Console de aplicação de tratamento tentará atualizar o formato do arquivo para ser compatível com seu software atual. Devido às mudanças na arquitetura de dados em relação às principais versões de software e gerações de modelos de produtos, a Accuray Incorporated recomenda que você reveja os parâmetros de quaisquer procedimentos carregados no seu sistema para garantir que as configurações do procedimento atendam às suas necessidades.

Modificações de dados da máquina

Clique no botão de fluxo de trabalho de **Machine QA** (QA da máquina) para visualizar os parâmetros na guia **Edit Machine** (Editar máquina). Você também pode acessar a guia **Edit Machine** (Editar máquina) no menu **Tools** (Ferramentas).

Alterações impróprias na área **Edit Machine** (Editar máquina) podem levar a erros de tratamento. O físico do local pode usar a área **Edit Machine** (Editar máquina) para calibrar a exibição da unidade de monitoramento, conforme discutido em “Calibração da exibição da unidade de monitoramento” (página 273), mas não deve fazer outras alterações na área **Edit Machine** (Editar máquina).

Tarefa	Path (Caminho)
Ver ou editar dados da máquina	• **Ferramentas > Editar máquina** • **QA por máquina > Editar máquina**

ATENÇÃO: Modificações em dados da máquina, realizadas por pessoal não qualificado, podem provocar acidentes pessoais graves ao paciente durante o tratamento. As modificações nos dados devem ser feitas por pessoal qualificado de acordo com as práticas e os protocolos aceitos, relevantes às aplicações e à utilização específicas da máquina. Compreenda o seguinte:

- A qualidade do tratamento aplicado ao paciente é extremamente dependente da exatidão dos dados que representam as propriedades do sistema de aplicação.
- Se os dados da máquina forem modificados, a nova definição da máquina deve representar as propriedades da máquina.
- Recursos relacionados à segurança associados à definição da máquina, como verificação da saída de radiação, NUNCA devem ser desativados nos dados de máquinas que serão utilizados em aplicações clínicas. Tais alterações podem provocar a aplicação imprecisa de radiação e acidentes pessoais graves ao paciente.

Guias de QA da máquina e de Execução

Na tela inicial do Console de aplicação de tratamento, dois botões de fluxo de trabalho são usados para garantir a qualidade da máquina. Clique no botão de fluxo de trabalho **Machine QA** (QA por máquina) para aplicar procedimentos de garantia de qualidade da máquina. Clique no botão de fluxo de trabalho **Create Machine QA** (Criar QA da máquina) para visualizar, modificar ou criar procedimentos de garantia de qualidade da máquina. Você também pode acessar a guia **Edit Machine** (Editar máquina) no menu **Tools** (Ferramentas).

Tarefa	Path (Caminho)
Criar ou Visualizar Procedimentos de QA da máquina	• **Criar QA da máquina > Criar** • **Criar QA da máquina > Criar com plano de paciente** • **Criar QA da máquina > Visualizar**

Botões de fluxo de trabalho QA de máquina e Criar QA da máquina

Guia QA da máquina

Use a guia **Machine QA** (QA da máquina) para exibir e criar procedimentos.

- Clique em **Load from File** (Carregar do arquivo) para ver os parâmetros para os procedimentos no servidor de dados ou para abrir um arquivo de modelo de QA da máquina localizado no servidor de dados ou em um arquivo local.
- Clique em **Load from Data Server** (Carregar do servidor de dados) para criar um novo modelo de QA da máquina com base em um procedimento existente no servidor de dados ou em um arquivo local.
- Clique em **Load From Patient Plan** (Carregar do plano do paciente) para criar um novo arquivo de modelo de QA da máquina com base nos parâmetros de um plano de paciente existente.
- Clique em **Delete from Data Server** (Excluir do servidor de dados) para selecionar um modelo de QA da máquina a ser removido.
- Clique em **Save to Data Server** (Salvar no servidor de dados) para usar as configurações atuais dos parâmetros para criar um novo arquivo de modelo de QA da máquina no servidor de dados.
- Clique em **Save to File** (Salvar no arquivo) para salvar os parâmetros atuais em um arquivo local de Modelo de QA da máquina (**.mqa**).

Guia executar

Use a guia **Run** (Executar) para executar Procedimentos de QA por máquina e coletar medidas utilizadas na garantia de qualidade do sistema. Os procedimentos disponíveis na lista **Machine QA Selection** (Seleção de QA por máquina) variam dependendo do fluxo de trabalho selecionado.

Guia executar

Guia editar máquina

Use a guia **Edit Machine** (Editar máquina) para exibir os parâmetros de dados de máquina.

- Clique em uma pasta para ver os parâmetros de dados

OBSERVAÇÃO: Para obter descrições e mensagens de atenção adicionais relacionadas à guia **Edit Machine** (Editar máquina), consulte “Dados da máquina” (página 107).

Abrir e exibir uma estrutura de dados

A guia **Machine QA** (QA da máquina) permite abrir ou ver os modelos de QA da máquina no servidor de dados ou em um arquivo local (ou dispositivo conectado em rede).

Botões de comando

Botão	Descrição
Redefinir (Redefinir)	Clique para redefinir os parâmetros de dados para os valores padrão.
Load from File (Carregar do arquivo)	Clique para abrir um arquivo de modelo de QA da máquina (**.xml** ou **.mqa**).
Load from Data Server (Carregar do servidor de dados)	Clique para abrir o Modelo de QA da máquina no servidor de dados.
Load From Patient Plan (Carregar do plano do paciente)	Clique para abrir o Modelo de QA da máquina no plano do paciente.
Save to Data Server (Salvar no servidor de dados)	Clique para salvar dados como um Modelo de QA da máquina no servidor de dados.
Save to File (Salvar no arquivo)	Clique para salvar dados como um arquivo de modelo de QA da máquina (**.mqa**) em qualquer mídia ou unidade de armazenamento conectada em rede.
Delete from Data Server (Excluir do servidor de dados)	Clique para excluir dados do servidor de dados.

OBSERVAÇÃO: Os procedimentos devem ser salvos no servidor de dados antes de poderem ser executados.

Carregar um modelo de QA da máquina do arquivo

1. Na guia **Machine QA** (QA da máquina), clique em **Load from File** (Carregar do arquivo). A caixa de diálogo **Open** (Abrir) é exibida.
2. Selecione o arquivo com o qual deseja trabalhar e clique em **Open** (Abrir). Os parâmetros de dados do arquivo são exibidos.

Carregar um modelo de QA da máquina do Servidor de dados

1. Na guia **Machine QA** (QA da máquina), clique em **Load from Data Server** (Carregar do servidor de dados). A caixa de diálogo da **Machine QA Selection** (Seleção de QA por máquina) é exibida.
2. Selecione um item da lista à esquerda e clique em **OK**. A lista à direita é fornecida como referência para ver quais procedimentos estão disponíveis no modelo.

Carregar do plano do paciente

1. Na guia **Machine QA** (QA da máquina), clique em **Load From Patient Plan** (Carregar do plano do paciente). A caixa de diálogo **Patient List** (Lista de pacientes) é exibida.
2. Selecione um item de ambas as listas e clique em **OK** (OK). Os parâmetros de dados do arquivo são exibidos.

Salvar no servidor de dados

1. Clique em **Save to Data Server** (Salvar no servidor de dados). É exibida a caixa de diálogo **Saving Machine QA Procedure to Data Server** (Salvar procedimento de QA por máquina no servidor de dados).
2. Seus procedimentos foram validados?
   - Se sim, clique em **Close** (Fechar).
   - Se não, edite os parâmetros necessários e volte para a etapa 1.

Salvar no arquivo

Se desejar utilizar o procedimento com o qual está trabalhando para criar procedimentos adicionais posteriormente, salve-o em um arquivo de modelo de QA (**.mqa**).

IMPORTANTE: Após salvar um procedimento como um modelo no servidor de dados, o modelo não poderá ser editado. A Accuray Incorporated recomenda salvar os arquivos de modelo em disco antes de serem salvos no servidor de dados. No entanto, se necessário, você pode editar uma cópia do procedimento que está no servidor de dados e salvá-lo novamente.

1. Clique em **Save File** (Salvar arquivo). A caixa de diálogo **Save** (Salvar) é exibida.

   Se desejar salvar os arquivos binários associados ao procedimento, marque a caixa de seleção **Save Binaries** (Salvar binários) na caixa de diálogo **Save** (Salvar). É criada uma pasta (com o mesmo nome de seu arquivo) para armazenar os arquivos binários.

OBSERVAÇÃO: Os arquivos binários incluem instruções do sinograma MLC, necessárias para realizar um procedimento.

2. Digite um nome de arquivo e clique em **Save** (Salvar).

Interface do editor de QA e sinograma da máquina

- Interface de QA da máquina 589
- Interface do Editor de sinograma 600

Interface de QA da máquina

Use **Create Machine QA** (Criar QA da máquina) para criar um novo modelo de QA da máquina selecionando opções e especificando parâmetros em um formulário simplificado de entrada de dados.

Guia QA da máquina

Item	Descrição
Machine QA Name (Nome de QA por máquina)	Digite um único nome para rotular o procedimento armazenado no servidor de dados. O nome padrão é **Machine QA procedure** (Procedimento de QA por máquina).

Imagem e lasers de referência

Determine as opções de **Reference Image and Lasers** (Imagem e lasers de referência) que deseja utilizar para criar o procedimento. Conforme o **Image Type** (Tipo de imagem) que você selecionar, vários campos ficam disponíveis para a entrada de dados.

Item	Descrição
Image Type (Tipo de imagem)	Selecione na lista suspensa: • **Loaded from Data Server** (Carregado do servidor de dados) (válido apenas se o modelo de QA da máquina tiver sido carregado no servidor). • **Loaded from File** (Carregado do arquivo).
Reference Image File (Arquivo de imagem de referência)	Clique em **Browse** (Procurar) para selecionar o **Reference Image Type** (Tipo de imagem de referência).
Data Type (Tipo de dados)	Selecionar um **Data Type** (Tipo de dados): • **Short** (Curto). • **Float** (Flutuação): Este valor é apropriado para imagens. • **Byte**.
Endian Type (Tipo Endian)	Selecionar um **Endian Type** (Tipo de Endian): • **Little** (Pequeno): O valor é apropriado para arquivos com ordem de bytes padrão PC e a maioria dos sinogramas fornecida pela Accuray Incorporated. • **Big** (Grande): O valor é apropriado para os sinogramas criados com aplicativos Sun e Java, como sinogramas dos sistemas *H-Series* ou de outros arquivos *Accuray* legados.
Dimensions (Dimensões)	Esses valores descrevem o arquivo binário selecionado (imagem kVCT). Para um procedimento de QA por máquina, isso normalmente seria a imagem de CT desejada do objeto simulador. Na guia **Register** (Registro), essa imagem de referência é a imagem do **Plan** (Plano) que é comparada a uma imagem de **Scan** (Digitalização) para posicionar o objeto simulador.
Element Size (Tamanho do elemento)	
Start (Iniciar)	

Item	Descrição
Movable Lasers (Lasers móveis)	Esses valores definem os lasers móveis em relação ao isocentro virtual. • **X** define o deslocamento IEC X dos lasers vermelhos. • **Y** define o deslocamento IEC Y dos lasers vermelhos. • **Z** define o deslocamento IEC Z dos lasers vermelhos.

Configuração da mesa

Esses valores definem para onde a mesa vai quando o botão **Setup** (Configuração) no **Positioning Control Panel** (Painel de controle de posicionamento) é pressionado.

Item	Descrição
Setup Type (Tipo de configuração)	Selecionar um **Setup Type** (Tipo de configuração): • **Default** (Padrão). • **Custom** (Personalizado).
IECf Y (IECf Y)	Se você selecionar **Custom** (Personalizado), insira um valor para especificar a posição de configuração IEC Y da mesa que o procedimento utilizará.
IECf Z (IECf Z)	Se você selecionar **Custom** (Personalizado), insira um valor para especificar a posição de configuração IEC Z da mesa que o procedimento utilizará.
Procedures (Procedimentos)	Lista os procedimentos que você pode clonar ou excluir.

Procedimento

Item	Descrição
Description (Descrição)	Digite uma descrição do procedimento e pressione **Enter**.
Compression Type (Tipo de compactação)	Este valor determina os campos de compactação no arquivo de dados brutos gerado do procedimento. Selecione um na lista suspensa: • **Compression Factor** (Fator de compactação). • **By Projection** (Por projeção).
Compression Factor (Fator de compactação)	Se o **Compression Type** (Tipo de compactação) selecionado for **Compression Factor** (Fator de compactação), insira um valor. O **Compression Factor** (Fator de compactação) determina a quantidade de dados que são salvos imediatamente após a irradiação no arquivo de dados. Um valor de compactação mais alto terá como resultado um arquivo de dados menor.
Botão **Export Delivery Plan** (Exportar plano de aplicação)	Clique em **Export Delivery Plan** (Exportar plano de aplicação) para exportar o procedimento como um arquivo de plano de aplicação.

Resumo do fragmento

O **Fragment Summary** (Resumo do fragmento) relaciona as seleções feitas para determinado fragmento. Dependendo das configurações de fragmento que você selecionar, **Type of delivery** (Tipo de aplicação) exibirá **Static** (Estático) (gantry estático), **Axial** (mesa estática, gantry móvel) ou **Helical** (Helicoidal) (mesa e gantry móveis).

Status

Aparecem informações na área **Status** (Status) se houver alguma mensagem de atenção gerada pelas configurações de fração que você inseriu ou selecionou. A imagem a seguir contém mensagens de status de amostra.

Configurações de Fragmento

Cada procedimento consiste em um ou mais fragmentos. Um fragmento é um conjunto de instruções para radiografia, feixe, garras, gantry, colimadores multilâminas e mesa.

A velocidade da mesa é constante dentro de cada fragmento, mas pode variar de um fragmento para outro. A mesa se move na direção IEC +Y somente quando o feixe está ligado. Depois de girar a chave para **Treat** (Tratar) e iniciar um procedimento de vários fragmentos, a máquina automaticamente passa pela série de fragmentos. Entre os fragmentos, o feixe é desligado, e a mesa retorna à posição pronta.

Radiografia

Os seguintes parâmetros de QA da máquina foram adicionados para as modalidades de tratamento de movimento.

Item	Descrição
Tipo de radiografia	Selecione uma das seguintes opções: • **None** (Nenhum) se não desejar coletar radiografias. • **Radiograph Only** (Apenas radiografia) se quiser coletar radiografias sem executar o feixe de MV. • **With MV Beam** (Com feixe MV) se quiser coletar radiografias enquanto executa o feixe de MV. Embora as radiografias possam ser aplicadas durante os procedimentos de QA da máquina, nenhuma ferramenta é fornecida para baixar ou acessar as imagens do QA da máquina.

Item	Descrição
Nome do arquivo de instruções da radiografia	Clique em **Browse** (Procurar) para selecionar o arquivo de instruções da radiografia. Este é o arquivo externo que contém as instruções para as radiografias que você deseja realizar, incluindo ângulos do gantry e configurações do tubo. Não é feita qualquer verificação no TDC para garantir que as configurações fornecidas sejam apropriadas para as calibrações do sistema; no entanto, o sistema não aplicará um procedimento se as configurações de kV não forem válidas ou se danificarem o hardware. Se as radiografias solicitadas forem cronometradas de forma muito próxima para que a aplicação se sobreponha (isso acontece se a separação de tempo for menor que o tempo de exposição mais cerca de 500 ms), o programador priorizará o ângulo que está primeiro na lista de solicitações. O ângulo de sobreposição não será usado.
Gantry Rotations (Rotações do gantry)	Quando **Radiograph Only** (Apenas radiografia) estiver selecionado, esta caixa de texto estará disponível para indicar o número de rotações do gantry para as quais coletar radiografias listadas no arquivo.

Feixe

A combinação do tipo de feixe, da taxa de disparo e da taxa de dose especifica a saída usada no procedimento.

Item	Descrição
Beam Type (Tipo de feixe)	A lista suspensa à direita permite selecionar um feixe existente ou **Custom Settings** (Configurações personalizadas). Se o menu suspenso direito for usado para selecionar um feixe existente, todos os três campos à esquerda serão preenchidos automaticamente com os valores desse feixe. Se você selecionar **Custom Settings** (Configurações personalizadas), selecione um **Beam Type** (Tipo de feixe) e insira valores em **Nominal MU** (MU nominal) e **Pulse Rate** (Taxa de pulso).
Nominal MU (MU nominal)	Insira o valor que corresponde ao **Beam Type** (Tipo de feixe) selecionado.

Item	Descrição
Pulse Rate (Taxa de pulso)	Insira o valor da frequência de pulso do acelerador que corresponde ao **Beam Type** (Tipo de feixe).

Garras

Determine as opções de **Jaws** (Garras) que deseja utilizar para criar o procedimento. Conforme o **Jaw Mode** (Modo de garra) que você selecionar, vários campos ficam disponíveis para entrada de dados.

Item	Descrição
Jaw Mode (Modo de garra)	Selecione **Fixed** (Fixo) ou **Dynamic** (Dinâmico) na lista suspensa. • Em uma aplicação de garra fixa, a posição da garra fica constante ao longo da aplicação. • Em uma aplicação de garra dinâmica, as garras se movem conforme especificado pelo arquivo de garras dinâmicas. Consulte “Determinar o movimento das garras dinâmicas” (página 482). Os procedimentos que especificam as posições de garra dinâmica podem ser executados em máquinas que não possuem garras dinâmicas, mas as posições da garra serão fixadas ao longo da aplicação nas posições indicadas pelos parâmetros **Front Jaw Position** (Posição da garra frontal) e **Back Jaw Position** (Posição da garra posterior).
Front Jaw Position (mm) (Posição da garra frontal (mm))	**Front Jaw Position (mm)** (Posição da garra frontal (mm)) exibe o tamanho da Garra frontal nos números da garra. Use a lista suspensa ao lado do campo **Front Jaw Position (mm)** (Posição da garra frontal (mm)) para selecionar uma configuração existente para o feixe selecionado ou **Custom Settings** (Configurações personalizadas). Se você selecionar uma opção existente, os outros campos da garra serão preenchidos automaticamente. Caso contrário, você pode inserir os valores da garra que deseja usar. Consulte “Números de garras” (página 15) para obter uma explicação dos valores das posições das garras frontal e posterior.

Item	Descrição
Back Jaw Position (mm) (Posição da garra posterior (mm))	**Back Jaw Position (mm)** (Posição da garra posterior (mm)) exibe o tamanho da Garra posterior nos números da garra. Se você selecionar **Custom Settings** (Configurações personalizadas), poderá digitar o valor do tamanho da Garra frontal que deseja usar.Consulte “Números de garras” (página 15) para obter uma explicação dos valores de Posição da garra frontal e posterior.
Dynamic Jaw File (Arquivo de garra dinâmica)	Clique em **Browse** (Procurar) para selecionar um arquivo de garra dinâmica a ser carregado.

Gantry

Determine as opções de **Gantry** (Gantry) que deseja utilizar no procedimento. Conforme o **Gantry Mode** (Modo de gantry) que você selecionar, vários campos ficam disponíveis para entrada de dados.

Item	Descrição
Gantry Movement Mode (Modo de movimento do gantry)	Selecione **Fixed** (Fixo) ou **Rotating** (Giratório) para selecionar se o gantry deve girar durante o procedimento.
Gantry Start Angle (degrees) (Ângulo inicial do gantry) (graus)	Quando o gantry for giratório, digite o ângulo inicial do gantry no qual a primeira projeção aplica radiação. O valor padrão é 0. A primeira projeção será centralizada no **Gantry Start Angle** (Ângulo inicial do gantry) + (Tamanho da projeção em graus/2)
Time Per Gantry Rotation (seconds) (Tempo por rotação do gantry [segundos])	Digite o número de segundos que uma rotação do gantry deve durar. O valor padrão é 12. O Período do gantry é limitado pela configuração dos períodos de rotação comissionados em **Gantry Settings** (Configurações do gantry) no registro da máquina Observe o seguinte para este parâmetro: • Mínimo = 6,0 segundos (10 rotações por minuto). • Máximo = 60,0 segundos (1 rotação por minuto).

Sinograma

Um sinograma é um conjunto de instruções para o colimador multilâminas (MLC). Ele indica quais lâminas devem abrir, quando e por quanto tempo. As colunas do sinograma representam as 64 lâminas e as linhas representam projeções. Uma projeção corresponde a um incremento de tempo. Durante o procedimento, o MLC percorre as instruções no sinograma, uma linha por vez. Para procedimentos de tratamento helicoidais gerados no software de planejamento, há 51 projeções por rotação. Portanto, cada linha corresponde a 7,06 graus de rotação do gantry. Para procedimentos de garantia de qualidade de máquina, o usuário especifica o Número de projeções e o tempo por projeção.

Cada célula (subfeixe ou “beamlet”) do sinograma indica a porcentagem de uma projeção para a qual uma determinada lâmina deve ser aberta. Uma lâmina pode ficar aberta de 0 a 100% do incremento do tempo de projeção.

Você pode escolher o tipo de sinograma que controla o MLC (sinograma de controle de lâminas). Conforme o **Sinogram Mode** (Modo de sinograma) que você selecionar, vários campos ficam disponíveis para entrada de dados.

Item	Descrição
Sinogram Mode (Modo de sinograma)	• Selecione **All Open** (Todas abertas) ou **All Closed** (Todas fechadas) se desejar utilizar o mesmo padrão de lâminas para cada projeção no procedimento. Um sinograma estático somente pode ter lâminas abertas ou fechadas. • Selecione **Dynamic** (Dinâmico) para utilizar um sinograma que especifique os padrões das lâminas e a intensidade das projeções (o padrão das lâminas se altera conforme o procedimento é aplicado). Um sinograma dinâmico é usado para qualquer procedimento que não use lâminas que estejam todas abertas ou todas fechadas.

Item	Descrição
Sinogram Filename (Nome do arquivo do sinograma) (apenas dinâmico)	Exibe o nome e o caminho do arquivo do sinograma carregado. O sinograma carregado padrão é: **C:\accuray\tdc\calibrationData\sinograms\fancyplan_144proj.bin** Clique em **Browse** (Procurar) para selecionar outro sinograma para carregar.
Sinogram Editor (Editor de sinograma) (apenas dinâmico)	Clique em **Edit** (Editar) para abrir o **Sinogram Editor** (Editor de sinograma) e editar o sinograma carregado.
Warmup Source (Fonte de aquecimento)	Selecione uma fonte de aquecimento: • **Automatic** (Automático) • **Sinogram** (Sinograma) Selecione **Automatic** (Automático) para introduzir um período com lâminas fechadas de 10 segundos com o feixe ligado antes de executar o sinograma. O tempo de aquecimento é exibido separadamente da aplicação do sinograma. Esta opção é apropriada para procedimentos de QA da máquina criados de planos dos pacientes ou se você desejar adicionar um aquecimento ao seu procedimento que não esteja contido no sinograma. A mesa fica estacionária durante a maior parte do aquecimento de 10 segundos e, em seguida, a aceleração da velocidade do tratamento ocorre próximo ao final do aquecimento de 10 segundos. As contagens de monitoramento cumulativas não incluem as projeções de aquecimento. Selecione **Sinogram** (Sinograma) para aplicar o sinograma do jeito que está. Dependendo do seu sinograma, as primeiras várias linhas podem ou não conter um período de aquecimento de projeções com lâminas fechadas. A mesa se moverá na velocidade especificada para todas as projeções do sinograma.
Projections Per Rotation (Projeções por rotação)	**Projections Per Rotation** (Projeções por rotação) determina o número de alterações no MLC durante uma única rotação. Para planos de IMRT otimizados, o valor é 51. O valor mínimo para esse parâmetro é 1.
Projections (Projeções)	Um valor padrão é exibido dependendo da seleção que você fez. Você pode editar o número de projeções para o fragmento.
Warmup Projections (Projeções de aquecimento)	Digite o número de projeções de aquecimento para o fragmento. Este campo é aplicável apenas para estático (**All Open** (Tudo aberto) ou **All Closed** (Tudo fechado)) com uma **Warmup Source** (Fonte de aquecimento) do **Sinogram** (Sinograma).

Mesa

Selecione as opções de **Couch** (Mesa) que deseja utilizar para criar o procedimento. Estas opções controlam o movimento longitudinal da mesa. A mesa se movimenta a velocidade constante durante todo o procedimento de feixe ativado, inclusive durante o tempo de aquecimento (tempo com o feixe ativado e as lâminas fechadas) que venha a ser especificado no sinograma das lâminas.

Item	Descrição
Couch Mode (Modo de mesa)	Selecione **Fixed** (Fixo) ou **Moving** (Móvel) para selecionar se a mesa deve se movimentar durante o procedimento. Se você selecionar **Moving** (Móvel), o campo **Couch Speed** (Velocidade da mesa) fica disponível para entrada de dados.
Couch Velocity (mm/rotation) (Velocidade da mesa (mm/rotação)) (apenas para movimento)	Digite a distância em milímetro em que a mesa se deslocará em uma rotação do gantry. O valor padrão é 5,35.
Couch Offset Origin (Gráfico de origem da mesa)	Selecione uma das seguintes opções: • **Isocenter** (Isocentro) • **Setup** (Preparação) Selecione **Isocenter** (Isocentro) para mover a mesa para o furo a uma distância do **Couch Offset (mm)** (Deslocamento da mesa (mm)) + 700 mm quando você pressionar **Ready** (Pronto). Se o procedimento envolver uma mesa móvel, uma pequena distância será reservada para a aceleração da mesma antes da aplicação do sinograma. Selecione **Setup** (Configuração) para definir o parâmetro **Couch Offset (mm)** (Deslocamento da mesa (mm)) para a distância IEC Y em que a mesa se moverá no furo quando você pressionar **Ready** (Pronto). Se o procedimento envolver uma mesa móvel, uma pequena distância será reservada para a aceleração da mesma antes da aplicação do sinograma.
Couch Offset (mm) (Deslocamento da mesa (mm))	Um valor padrão é exibido dependendo da seleção de **Couch Offset Origin** (Origem do deslocamento da mesa) que você fez. Você pode editar o deslocamento da mesa para o fragmento.

Interface do Editor de sinograma

Use o **Sinogram Editor** (Editor de sinograma) para criar e editar sinogramas.

Sobre a área de trabalho do Editor de sinograma

Editor de sinograma

A área de trabalho do **Sinogram Editor** (Editor de sinograma) possui os componentes a seguir:

Componente	Descrição
Barra de ferramentas do Editor de sinograma	A barra de ferramentas no topo da janela contém várias ferramentas para criar, modificar e salvar um sinograma.
Área de edição	A área de edição no centro da janela exibe o sinograma pixel por pixel.

Componente	Descrição
Navegador	O navegador no lado direito da janela é usado para alterar rapidamente a exibição da área de edição. • Para mover a exibição de uma imagem, arraste a caixa colorida no navegador. • Você também pode clicar em qualquer lugar no navegador para designar a área visível.
Barra informações	A barra Informações está localizada na parte inferior da janela e exibe: • O número de lâminas, número de projeções e o percentual de abertura (percentual de abertura da lâmina) para a posição atual do cursor na área de edição. • O número de lâminas do sinograma e o Número de projeções.

Percentual de abertura da lâmina

O tempo de abertura da lâmina é definido como a porcentagem de tempo que a lâmina permanece aberta para uma projeção. Por exemplo, se uma projeção dura quatro segundos e o percentual de abertura da lâmina for 50%, então a lâmina fica aberta por dois segundos nessa projeção. Os tempos de abertura das lâminas também ficam centralizados na projeção.

Barra de ferramentas do Editor de sinograma

Item	Descrição
	Sair Clique neste botão para encerrar o modo de edição e fechar o **Sinogram Editor** (Editor de sinograma). Se você não salvou as alterações, uma caixa de diálogo solicita que você salve ou descarte as alterações.
	Abrir Clique neste botão para carregar um sinograma a partir de um arquivo.
	Importar imagem Clique neste botão para importar uma imagem como um sinograma. Os formatos de arquivo suportados incluem: **.jpg**, **.bmp**, **.gif**, **.png**, **.jpeg** e **.wbmp**.

Item	Descrição
	Criar novo sinograma Clique neste botão para criar um novo sinograma. O Número de projeções padrão passa a ser 100.
	Salvar Clique neste botão para salvar as alterações.
	Desfazer Clique neste botão para desfazer a última ação realizada. Você pode desfazer até as últimas 20 ações.
	Refazer Clique neste botão se perceber que não desejava desfazer uma ação. Você pode refazer até 20 ações anteriores.
	Diminuir percentual de abertura da lâmina Clique neste botão para diminuir o valor do percentual de abertura da lâmina em incrementos de 1%.
100	**Percentual de abertura da lâmina** Digite um Percentual de abertura da lâmina (0-100) ou selecione um valor percentual na lista suspensa: 0, 25, 33, 50, 66, 75 ou 100.
	Aumentar percentual de abertura da lâmina Clique neste botão para aumentar o valor do percentual de abertura da lâmina em incrementos de 1%.
	Selecionar percentual de abertura atual Clique neste botão para selecionar um valor percentual em qualquer pixel na área de edição.
	Desenhar à mão livre Clique neste botão para criar formatos à mão livre na área de edição.
	Desenhar linha Clique neste botão para criar linhas na área de edição.
	Desenhar retângulo Clique neste botão para criar retângulos na área de edição.
	Selecionar área Clique neste botão para selecionar uma área do sinograma. A área selecionada é contornada por uma borda azul.
	Copiar Após selecionar uma área, clique neste botão para copiar a seleção.

Item	Descrição
	Colar Clique neste botão para colar a seleção copiada.
	Repetir seleção atual Clique neste botão para copiar a área selecionada. Consulte a tabela a seguir, “Opções e descrições de seleção de repetição” (página 603), para obter mais informações sobre as opções suspensas.
	Reduzir Clique neste botão para reduzir a exibição da área de edição do sinograma.
6	**Definir o nível de zoom** Clique neste botão para ampliar ou reduzir a exibição da área de edição do sinograma.
	Ampliar Clique neste botão para ampliar a exibição da área de edição do sinograma.
	Redimensionar sinograma Clique neste botão para redimensionar o sinograma alterando o Número de projeções. Você pode ter até 100.000 projeções em um sinograma.

Opções e descrições de seleção de repetição

Item	Descrição
⇧	Selecione a Seta para Cima para copiar a seleção no início do sinograma.
⇩	Selecione a Seta para Baixo para copiar a seleção no fim do sinograma.
⇦	Selecione a Seta para a Esquerda para copiar a seleção à esquerda.
⇨	Selecione a Seta para a Direita para copiar a seleção à direita.
⇕	Selecione a Seta para Cima/Baixo para copiar a seleção no início e fim do sinograma.
⇔	Selecione a Seta para Esquerda/Direita para copiar a seleção à esquerda e à direita do sinograma.

Criar um procedimento e usar o Editor de sinograma

- Criar um procedimento 604
- Carregar e editar um sinograma 605

Criar um procedimento

Definir parâmetros básicos

1. Na tela inicial, clique em **Create Machine QA** (Criar QA da máquina). A guia QA da máquina é exibida com os parâmetros padrão carregados.
2. Se necessário, carregue um procedimento de uma fonte diferente.
3. Digite um novo **Machine QA Name** (Nome de QA por máquina), se necessário. Esse é o nome que aparece na lista de planos.
4. Edite qualquer parâmetro conforme necessário.

Definir parâmetros de fragmento

IMPORTANTE: Para realizar um procedimento de calibração helicoidal, é necessário apenas um fragmento.

Você pode criar vários procedimentos de fragmento com diferentes configurações para garras, gantry, sinograma e mesa. Dependendo dos objetivos do procedimento, atualize os seguintes parâmetros, conforme necessário:

- Parâmetros da **Radiograph** (Radiografia).
- Parâmetros do **Beam** (Feixe).
- Parâmetros das **Jaws** (Garras).
- Parâmetros do **Gantry** (Gantry).
- Parâmetros do **Sinogram** (Sinograma).
- Parâmetros da **Couch** (Mesa).

Após criar o(s) procedimento(s), execute uma ou mais das opções a seguir:

- Clone o procedimento se quiser fazer uma cópia dele e atualizá-lo com valores diferentes de parâmetros. Prossiga para “Clonar um procedimento” (página 605).
- Salve o procedimento em um arquivo se desejar utilizá-lo para criar procedimentos adicionais posteriormente. Prossiga para “Salvar um procedimento” (página 605).
- Salve o procedimento no servidor de dados para torná-lo aplicável. Prossiga para “Salvar um procedimento” (página 605).

Clonar um procedimento

1. Selecione um procedimento na lista **Procedures** (Procedimentos).
2. Clique em **Clone** (Clonar). A **Description** (Descrição) do procedimento clonado aparece na lista **Procedures** (Procedimentos).
3. Edite os parâmetros do procedimento clonado, se necessário.
4. Após clonar o(s) procedimento(s), execute uma ou mais das opções a seguir:
   - Salve o procedimento em um arquivo de modelo de QA da máquina (**.mqa**) se desejar utilizá-lo para criar procedimentos adicionais posteriormente.
   - Crie o procedimento no servidor de dados. O(s) procedimento(s) é/serão listados no **Machine QA Name** (Nome de QA da máquina) que você inseriu.

Salvar um procedimento

1. Quando estiver pronto para salvar os parâmetros, clique em **Save to File** (Salvar no arquivo) para salvar o arquivo localmente.
2. Quando estiver pronto para salvar os parâmetros no servidor de dados, clique em **Save to Data Server** (Salvar no servidor de dados).

Carregar e editar um sinograma

Carregar um sinograma

DICA: Se você já carregou um sinograma e gostaria de utilizar um diferente, conclua as etapas a seguir para carregar um novo sinograma.

1. Após selecionar um sinograma dinâmico, clique em **Browse** (Procurar). A caixa de diálogo **Open** (Abrir) é exibida.

Selecionar um sinograma utilizando a caixa de diálogo Abrir

2. Selecione o sinograma que deseja carregar.
3. Se for possível pré-visualizar o sinograma na janela de pré-visualização, no lado direito da caixa de diálogo, clique em **Open** (Abrir) para carregar o sinograma.

   Se não puder pré-visualizar o sinograma, selecione configurações de dados diferentes abaixo do painel de pré-visualização até conseguir pré-visualizar o sinograma. Se não for possível visualizar o sinograma, ele não poderá ser carregado.

4. Se precisar editar o sinograma, prossiga para “Criar ou editar um sinograma” (página 607).

Criar ou editar um sinograma

1. Clique em **Edit** (Editar) para abrir o **Sinogram Editor** (Editor de sinograma). Se desejar criar um novo sinograma, clique no ícone **Create New Sinogram** (Criar novo sinograma).
2. Definir o valor do percentual de abertura da lâmina. Consulte “Definir o valor do percentual de abertura da lâmina” (página 608) para obter mais informações.
3. Use um ou mais dos métodos a seguir para criar ou editar o sinograma:
   - “Usar as ferramentas de desenho” (página 609).
   - “Selecionar e duplicar uma área” (página 609).
   - “Ampliar ou reduzir” (página 610).
   - “Redimensionar sinograma” (página 610).
4. Salve suas alterações. Consulte “Salvar” (página 608) para obter mais informações.
5. Clique no botão **Exit** (Sair) para fechar o **Sinogram Editor** (Editor de sinograma).

Opções do Editor de sinograma

Abrir um arquivo

1. Clique no botão Open (Abrir). A caixa de diálogo **Open** (Abrir) é exibida.

OBSERVAÇÃO: Se a caixa de diálogo **Unsaved Sinogram** (Sinogram não salvo) aparecer antes da caixa de diálogo **Open** (Abrir), clique em **OK** (OK) para continuar ou em **Cancel** (Cancelar) para salvar o sinograma.

2. Selecione o sinograma que deseja carregar.
3. Se for possível pré-visualizar o sinograma na janela de pré-visualização, clique em **Open** (Abrir) para carregar o sinograma.

   Se não puder pré-visualizar o sinograma, selecione configurações de dados diferentes até conseguir pré-visualizá-lo. Se ainda assim não for possível visualizar o sinograma, você não conseguirá carregar o sinograma.

Importar uma imagem

Se não for possível utilizar o **Sinogram Editor** (Editor de sinograma) para criar um sinograma, você pode criar uma imagem com qualquer software de edição de imagens e usá-la como um sinograma para um procedimento. Salve a imagem como um arquivo **.jpg**, **.jpeg**, **.gif** ou **.png** para importá-la.

A imagem é dimensionada com 64 pixels de largura para corresponder à contagem de lâminas do colimador multilâminas (MLC). Alguns detalhes da imagem podem se perder se ela não tiver 64 pixels de largura.

1. Clique no botão Import an Image (Importar uma imagem). A caixa de diálogo **Open** (Abrir) é exibida.

OBSERVAÇÃO: Se a caixa de diálogo **Unsaved Sinogram** (Sinogram não salvo) aparecer antes da caixa de diálogo **Open** (Abrir), clique em **OK** (OK) para continuar ou em **Cancel** (Cancelar) para salvar o sinograma.

2. Selecione a imagem que deseja importar. A janela de pré-visualização exibe a imagem selecionada.
3. Clique em **Open** (Abrir). O arquivo de imagem aparece como um sinograma na área de edição.

Novo sinograma

Clique no botão New Sinogram (Novo sinograma) para iniciar a criação de um novo sinograma.

OBSERVAÇÃO: Se a caixa de diálogo **Unsaved Sinogram** (Sinogram não salvo) aparecer antes da caixa de diálogo **Open** (Abrir), clique em **OK** (OK) para continuar ou em **Cancel** (Cancelar) para salvar o sinograma.

Salvar

1. Clique no botão Save (Salvar). A caixa de diálogo **Save** (Salvar) é exibida.
2. Crie um novo diretório para salvar o sinograma.

OBSERVAÇÃO: A Accuray Incorporated recomenda salvar sinogramas novos e editados em um diretório diferente da pasta de sinogramas.

3. Abra o novo diretório que acabou de criar.
4. Digite um nome de arquivo para o sinograma e clique em **Save** (Salvar).

Desfazer/Refazer

Clique em Undo (Desfazer) para desfazer a última ação realizada. Você pode desfazer até as últimas 20 ações.

Clique em Redo (Refazer) se perceber que não desejava desfazer uma ação. Você pode refazer até 20 ações anteriores.

Definir o valor do percentual de abertura da lâmina

Use qualquer combinação das ferramentas a seguir para definir o valor do percentual de abertura da lâmina.

Item	Descrição
	Clique no botão Decrease Leaf Open Percent (Diminuir percentual de abertura da lâmina). O valor do percentual de abertura da lâmina diminui incrementalmente em 1% a cada clique no botão.
100	Digite um Percentual de abertura da lâmina (0-100) e pressione **Enter**. Você também pode selecionar um valor percentual predefinido na lista suspensa.
	Clique no botão Increase Leaf Open Percent (Aumentar percentual de abertura da lâmina). O valor do percentual de abertura da lâmina aumenta incrementalmente em 1% a cada clique no botão.
	Clique no botão Select Current Leaf Open Percent (Selecionar percentual de abertura da lâmina atual) e em um pixel na área de edição do sinograma para definir o valor do percentual de abertura da lâmina.

Usar as ferramentas de desenho

Use qualquer combinação das ferramentas de desenho para criar ou editar valores de percentual de abertura de lâminas.

- Clique no botão Draw Freehand (Desenhar à mão livre) e arraste o ponteiro para criar uma linha de forma livre no sinograma. Esta ferramenta de desenho tem um pixel de largura.
- Clique no botão Draw Line (Desenhar linha) e arraste o ponteiro para criar uma linha no sinograma. Esta ferramenta de desenho tem um pixel de largura.
- Clique no botão Draw Rectangle (Desenhar retângulo) e no sinograma. Arraste o ponteiro para desenhar o formato e o tamanho desejados.

Selecionar e duplicar uma área

Você pode copiar e colar uma área selecionada ou repetir uma área selecionada.

1. Clique no botão Select Area (Selecionar área) e selecione a área do sinograma que deseja duplicar.
2. Execute uma das seguintes ações:
   - Para copiar e colar uma seleção, clique no botão Copy (Copiar). Clique em Paste (Colar) e no sinograma onde deseja posicionar a seleção copiada. Após copiar uma área, o botão Paste (Colar) continuará a colar a seleção copiada até que uma nova área seja selecionada e copiada.

- Para repetir a seleção clique no botão Repeat Selection (Repetir seleção) e selecione uma opção. A área selecionada é copiada para o sinograma conforme determinado pela opção. Você não precisa copiar uma área selecionada para repetir a seleção no sinograma.

Ampliar ou reduzir

Clique no botão Zoom In (Ampliar) para ampliar a exibição da área de edição do sinograma. Clique no botão Zoom Out (Reduzir) para reduzir a exibição da área de edição do sinograma. Quando se utiliza a ferramenta Zoom In (Reduzir) ou Zoom Out (Ampliar), cada clique amplia ou reduz a imagem até o próximo nível predefinido.

Você também pode selecionar um nível de zoom predefinido na lista suspensa.

Redimensionar sinograma

1. Clique no botão Resize Sinogram (Redimensionar sinograma). A caixa de diálogo **Resize Sinogram** (Redimensionar sinograma) é exibida.

Caixa de diálogo Redimensionar sinograma

2. Digite um novo número na caixa de texto **Projection count** (Contagem de projeções) para alterar o Número de projeções no sinograma.
3. Clique em **OK** (OK). O sinograma é atualizado para refletir o Número de projeções inseridas.

Apêndice D

Criar e aplicar planos do objeto simulador

Sobre os planos do objeto simulador 612

Criar um plano de QA do objeto simulador 613

Executar um fluxo de trabalho de QA de Plano do objeto simulador de tratamento 616

Sobre os planos do objeto simulador

Um plano de objeto simulador é um plano de tratamento otimizado e calculado em uma imagem de objeto simulador. Ao importar a imagem para o *Accuray Precision*, o **Type** (Tipo) é definido como Phantom (Objeto simulador).

No Console de aplicação de tratamento, as listas de planos de objetos simuladores e planos de pacientes são mantidas separadamente.

Os planos de objetos simuladores podem ser usados para pesquisa ou QA, como calibração da dose absoluta (objeto simulador *TomoHelical*, objeto simulador *TomoDirect*). O número de frações disponíveis para aplicação é fixado no plano. Se um plano de objeto simulador for interrompido, você poderá criar um procedimento de conclusão.

Um plano de objeto simulador (também conhecido como “plano de modelo de objeto simulador” ou “plano de modelo de QA”) é exigido como entrada para criar um plano de QA do paciente.

OBSERVAÇÃO: Se os dados do feixe forem alterados, os planos do objeto simulador não serão aplicados e não poderão ser autotransferidos ou marcados como equivalentes.

Criar um plano de QA do objeto simulador

Para criar um plano de QA do objeto simulador, selecione uma imagem de objeto simulador, crie contornos e conclua as tarefas de configuração do plano. Otimize o plano de QA e salve-o como Make Deliverable (Tornar aplicável).

- Selecionar uma imagem de objeto simulador e criar VOI 613
- Configurar e salvar o plano de QA do objeto simulador 614

Encontre instruções detalhadas para selecionar e criar planos no *Treatment PlanningManual* (Manual de planejamento de tratamento).

Selecionar uma imagem de objeto simulador e criar VOI

Siga as instruções a seguir para selecionar um objeto simulador como a imagem primária do plano **Phantom QA** (QA do objeto simulador) e criar VOI.

1. Clique no ícone **New Plan** (Novo plano) na seção **Patients and Plans** (Pacientes e planos) da página inicial do Sistema *Precision*.
2. Na lista de pacientes na página **New Plan** (Novo plano), clique no objeto simulador que será usado para criar o plano do Modelo de QA. O plano selecionado deve ser listado como **Phantom** (objeto simulador) na coluna **Type** (Tipo).
3. Em **Select Type** (Selecionar tipo), clique no ícone **Standard** (Padrão)
4. Clique em **Next >>** (Avançar >>) para exibir a tela **Select Exams** (Selecionar exames).
5. Em **Modality** (Modalidade), clique na imagem de CT que será usada para criar o Plano do modelo de QA.
6. A imagem que você selecionou é mostrada na área **Exam Preview** (Pré-visualizar exame) da tela.
7. Para incluir a imagem do objeto simulador no plano de QA, clique em **Select Exam** (Selecionar exame).
8. Em **Selected Exams** (Exames selecionados), a imagem de CT que você escolheu está listada. Verifique se a caixa de seleção **Pri.** está selecionada para a CT principal.
9. Clique em **Next >>** (Avançar >>). A tela **Select Optional Plan Template** (Selecionar modelo de plano opcional) será exibida. Clique em **Ignore Template** (Ignorar modelo) para exibir a tela **Contour**> **Manual** > **Tools** (Contorno > Manual > Ferramentas).

10. Use as **Tools** (Ferramentas) de contorno para criar pelo menos um VOI para o objeto simulador. Por exemplo, contorne um volume de coleta de uma câmara de ionização.

Selecionar Pré-visualizar exame

Configurar e salvar o plano de QA do objeto simulador

Conclua as seguintes instruções para inserir os parâmetros da máquina, reposicionar a mesa na imagem do objeto simulador, posicionar os lasers vermelhos e, em seguida, otimizar o plano. Salve o plano de QA do objeto simulador como **Make Deliverable** (Tornar aplicável).

1. Selecione **Setup** > **Machine**> **Tools** (Configuração > Máquina > Ferramentas) e insira os seguintes **Machine Parameters** (Parâmetros da máquina):
   - **Treatment Machine** (Máquina de tratamento)
   - **Delivery Mode** (Modo de aplicação)
   - **Plan Mode** (Modo de plano)
   - **Jaw Mode** (Modo de garra)
2. Reposicione a mesa na imagem de CT do objeto simulador. Clique em **Accept** (Aceitar) quando terminar.
3. Clique em **Setup** > **Patient**> **Tools** (Configuração > Paciente > Ferramentas) para ajustar a posição da imagem do objeto simulador e dos lasers vermelhos. Clique em **Accept Red Lasers** (Aceitar lasers vermelhos) quando terminar.
4. Clique em **Plan** > **Tools** (Planejar > Ferramentas) para definir os parâmetros do plano do Modelo de QA.
5. Otimize o plano e realize os cálculos da **Final Dose** (Dose final).

6. Clique em **Evaluate** (Avaliar) para revisar o plano.
7. Clique em **Save Plan** (Salvar plano).
8. Salve o Modelo de QA como **Make Deliverable** (Tornar aplicável).

Executar um fluxo de trabalho de QA de Plano do objeto simulador de tratamento

Para obter instruções sobre como posicionar, fazer varredura e registrar o objeto simulador, bem como posicionar dispositivos e filmes de dosimetria de ponto, consulte “Planos de QA do paciente” (página 419).

Apêndice E

Resultados do cálculo da dose para tratamentos típicos

Introdução. 618

Um tratamento em modo Helicoidal em um objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico 619

Um tratamento em modo direto em um objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico 621

Um tratamento de cabeça e pescoço em modo helicoidal. 622

Um tratamento de próstata em modo helicoidal 625

Introdução

Este apêndice descreve resultados do cálculo da dose para tratamentos típicos usando o sistema de aplicação de tratamento. Quatro casos de tratamento são fornecidos para ilustrar os resultados típicos da implementação GPU do Otimizador e do algoritmo Convolução/Superposição descrito em “Modelo de feixe e algoritmos” (página 451). Os quatro casos são:

- Um tratamento em modo Helicoidal em um objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico
- Um tratamento em modo direto em um Objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico
- Um tratamento de cabeça e pescoço em modo helicoidal
- Um tratamento de próstata em modo helicoidal

Um tratamento em modo Helicoidal em um objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico

Este caso mostra a distribuição de dose típica para um tratamento helicoidal otimizado para um alvo cilíndrico central. As garras são configuradas no modo Dinâmico, a largura do campo é 2,5 cm, o passo na direção x é 0,3 e o fator de modulação é 2,0. A dose de prescrição foi definida como 80 Gy. A distribuição da dose foi otimizada para 50 iterações e a dose final foi calculada em alta resolução.

A figura abaixo mostra a distribuição da dose através do centro do alvo nos planos axial e sagital com os incrementos de 10% nas linhas da isodose. A tabela abaixo das distribuições da dose mostra os objetivos do otimizador.

Prescription % Volume For PTV 100.00 % will receive 80.00 Gy in 40 Fractions

Target Objectives

	Name	Overlap Priority	Use	Importance	Max Dose (Gy)	Max Dose Penalty	DVH Vol (%)	DVH Dose (Gy)	Min Dose (Gy)	Min Dose Penalty
	PTV	1	✔	100	80.00	100	100.00	80.00	80.00	100

Distribuição da dose e objetivos do alvo

Um tratamento em modo direto em um objeto simulador homogêneo com um alvo cilíndrico

Este caso mostra a distribuição de dose típica para um tratamento em modo direto de feixe duplo otimizado para um alvo cilíndrico central. As garras são configuradas no modo Dinâmico, a largura do campo é de 2,5 cm e o fator de modulação é 2,0. A dose de prescrição foi definida como 80 Gy. A distribuição da dose foi otimizada para 50 iterações e a dose final foi calculada em alta resolução.

A figura abaixo mostra a distribuição da dose através do centro do alvo nos planos axial e sagital com os incrementos de 10% nas linhas da isodose. A tabela abaixo das distribuições da dose mostra os objetivos do otimizador.

Distribuição da dose e objetivos do alvo

Um tratamento de cabeça e pescoço em modo helicoidal

Este caso mostra a distribuição de dose típica para um caso de Cabeça e Pescoço. As garras são configuradas no modo Dinâmico, a largura do campo é 5 cm, o passo na direção x é 0,303 e o fator de modulação é 2,0. A dose de prescrição foi definida como 66 Gy em 30 frações. A otimização e a dose final foram calculadas em alta resolução.

A primeira figura abaixo mostra a distribuição de dose através do centro do alvo nos planos axial, sagital e coronal com linhas de isodose em xx, yy, and zz.

A segunda figura abaixo mostra os Objetivos do alvo e as Restrições críticas usados na otimização, junto com os DVH finais para as estruturas indicadas.

Distribuição da dose

Prescription % Volume For PTV 66 95.00 % will receive 66.00 Gy in 30 Fractions

Target Objectives

Name	Overlap Priority	Use	Importance	Max Dose (Gy)	Max Dose Penalty	DVH Vol (%)	DVH Dose (Gy)	Min Dose (Gy)	Min Dose Penalty
PTV 66	1	✔	10000	66.00	10000	**95.00**	**66.00**	66.00	10000
PTV 54	2	✔	10000	54.00	10000	95.00	54.00	54.00	10000

DVH Constraint Add Remove

Critical Constraints

Name	Overlap Priority	Beam Intersection	Use	Importance	Max Dose (Gy)	Max Dose Penalty	DVH Vol (%)	DVH Dose (Gy)	DVH Penalty
Spinal Cord	1	Allowed	✔	25	20.00	300	99.00	20.00	1
Brainstem	2	Allowed	✔	25	20.00	300	99.00	20.00	1
Parotid R	3	Allowed	✔	1	66.00	1	99.00	66.00	1
Parotid L	4	Allowed	✔	250	54.00	25	10.00	30.00	500
							30.00	20.00	500
							60.00	12.00	500
Esofago	5	Allowed	✔	25	50.00	25	15.00	15.00	25
CTV 54	9	Allowed							

DVH Constraint Add Remove

DVH Properties Selected DVH: PTV 54

Objetivo do alvo e restrições críticas

Um tratamento de próstata em modo helicoidal

Este caso mostra a distribuição de dose típica para um caso de Próstata. As garras são configuradas no modo Dinâmico, a largura do campo é 2,5 cm, o passo na direção x é 0,303 e o fator de modulação é 1,7. A dose de prescrição foi definida como 80 Gy em 40 frações. A otimização e a dose final foram calculadas em alta resolução.

A primeira figura abaixo mostra a distribuição de dose através do centro do alvo nos planos axial, sagital e coronal com linhas de isodose em 80, 76, 48, 40 e 24 Gy.

A segunda figura abaixo mostra os Objetivos do alvo e as Restrições críticas usados na otimização, junto com os DVH finais para as estruturas indicadas.

Distribuição da dose

Objetivo do alvo e restrições críticas

Apêndice F

Acrônimos e definições

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
3DCRT	Radioterapia conformal em 3D	Um plano de tratamento no qual o padrão do MLC (Colimador multilâminas) é determinado pelo TPS (Sistema de planejamento de tratamento) para tentar alcançar uma dose-alvo homogênea sem restrições de otimização.
Accuray Precision	Sistema de planejamento de tratamento *Accuray Precision*	Nome da marca do Sistema de planejamento de tratamento do Accuray Precision®
Aplicação avançada		Tratamentos com garras dinâmicas.
Aquecimento (10 segundos)		Para todos os planos de tratamento, as lâminas ficam fechadas durante, pelo menos, os primeiros 10 segundos de ativação do feixe para permitir o aumento da saída.
Aquecimento (5 minutos)		Um procedimento de 5 minutos que deve ser realizado no início do dia do tratamento e sempre que a máquina estiver ociosa por uma hora ou mais.
ATP	Procedimentos de teste de aceitação	Uma demonstração do desempenho do sistema que culmina na aceitação da máquina pelo cliente.
AutoSegmentation		As ferramentas AutoSegmentation™ no Sistema de planejamento de tratamento do *Accuray Precision* podem ser usadas para contornar automaticamente a pele ou estruturas para a pelve masculina, cabeça, pescoço e cérebro. A AutoSegmentation do cérebro requer uma imagem de RM ponderada em T1.
Autotransferência		Um fluxo de trabalho dentro da tarefa de Transferência de pano no sistema de planejamento que pode ser usado após alterações nos dados do feixe, para gerar um plano semelhante que responda pelas novas propriedades da máquina (o plano original é descontinuado).
BEV	Exibição do olho do feixe	Uma visualização dos dados da imagem do paciente onde a posição de visualização está localizada na fonte de radiação e aponta para o isocentro.
CAX-Y	Teste de divergência entre o eixo Y e o eixo central	Um teste de filme de QA para verificar se o feixe está apontando para o plano de rotação do gantry.

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
CCCS	Superposição da convolução de cone em colapso	O algoritmo de cálculo da dose utilizado pelo Sistema de planejamento.
CCK	Teclado de controle da mesa	Botões na mesa para ajustar a posição da mesa.
Comissionamento		Preparação e aprovação concedida pelo físico do local para o tratamento de pacientes em um sistema novo ou atualizado. Inclui verificação de que a máquina está funcionando de forma consistente com o modelo de feixe pré-instalado.
Controle de mesa do TDC (Console de aplicação do tratamento)		Controles do TDC para posicionamento da mesa fora da sala de tratamento.
CSV	Variável separada por vírgulas	Formato de armazenamento de dados que pode ser aberto em uma planilha eletrônica como o Microsoft Excel.
DCS	Sistema de controle de dose	Loop de feedback do servo nos dados da câmara de monitoramento e na corrente da pistola para manter o feixe estável.
Dosimetria básica		Um procedimento de variação rotacional analisado pelo software *TQA*.
DRR	Radiografia reconstruída digitalmente	Uma imagem de raio-X do paciente reconstruída digitalmente; disponível na Exibição do olho do feixe para planos *TomoDirect*.
DTA	Distância até concordância	A distância mais próxima de um ponto de dados medido para um ponto com o mesmo valor no perfil de dose calculada ou distribuição de dose.
Editar máquina		Uma tarefa acessível a partir do TDC que permite a visualização e edição de parâmetros da máquina e modelo de feixe, para usuários com credenciais apropriadas.
Expansão dos feixes		Para planos *TomoDirect*, lâminas abertas além do alvo, para ajudar a alcançar uma cobertura total se o alvo se mover um pouco.
Fator de modulação		A proporção do tempo de abertura máximo a médio de um subfeixe em um sinograma; um fator de modulação maior pode fornecer mais flexibilidade para variar os pesos dos subfeixes e atingir as metas do plano, à custa de tempos de aplicação mais longos.

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
Filtro da lâmina		Dados no modelo de feixe para representar a distribuição de fluência através de uma lâmina na direção transversal.
Flash		Consulte expansão do feixe.
Fragmento		Uma subdivisão de um procedimento de tratamento com instruções para o gantry, mesa, garras e lâminas. Por exemplo, um ângulo de feixe dentro de um plano *TomoDirect*.
FSE	Técnico de campo	Pessoal treinado que efetua a manutenção da máquina Accuray. Consulte também representante de serviços.
FWHM	Largura total no meio-máximo	O tamanho de um perfil, representado pela distância entre os valores de 50% do perfil.
FWQM	Largura total no quarto-máximo	O tamanho de um perfil, representado pela distância entre os valores de 25% do perfil.
Gama		Uma métrica de comparação para perfis ou distribuições de dose; consulte Baixo 1998.
Garra frontal		A garra do lado IEC -Y do gantry.
Garra posterior		A garra do lado +IEC Y do gantry.
Garras dinâmicas	Garras dinâmicas *TomoEDGE*	Modalidade de aplicação do tratamento na qual as garras abrem e fecham gradualmente nas extremidades superior e inferior do alvo para melhorar a queda de dose superior e inferior.
GPU	Unidade de processamento de gráficos	Hardware de computação para a calculadora de dose.
iLink		Conexão remota segura ao sistema de tratamento para o serviço e suporte remoto do sistema.
Imagem *CTrue*		Imagem MVCT obtida no sistema.
IMRT	Radioterapia modulada por intensidade	Um plano de tratamento com modulação de lâminas determinado através da otimização.
Isocentro		O ponto comum que é o isocentro mecânico e de radiação do Sistema Accuray. (os tratamentos não usam um isocentro-alvo, porque a mesa se movimenta durante a aplicação.)

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
Isocentro virtual		Um ponto de referência localizado a -700 mm em Y da máquina e do isocentro de radiação; marcado pelo cruzamento dos lasers verdes.
J##	Número da garra	Um sistema interno de especificação das posições da garra.
JFOF	Fator de saída de fluência da garra	Fatores relativos no modelo de feixe para explicar a dependência da saída sobre o tamanho do campo.
Latência		Pequenas diferenças entre o tempo em que as lâminas são programadas para ficarem abertas e quanto tempo elas ficam realmente abertas.
LDA	Conjunto de unidades laterais	Circuito eletrônico montado na cabeça e no pé da mesa, usado para ajuste mecânico da posição X da mesa.
LFOF	Fator de saída de fluência da lâmina	Relação da fluência medida se uma lâmina e sua(s) vizinha(s) forem abertas simultaneamente em comparação com consecutivamente.
LINAC	Acelerador linear	O hardware que acelera os elétrons para interagir em um alvo que produz um feixe de fótons.
LOT	Tempos de abertura da lâmina	
MLC	Colimador multilâminas	O colimador secundário do sistema, que consiste em 64 lâminas que podem ser abertas ou fechadas de forma independente para moldar a distribuição de fluência na direção transversal.
MU	Unidade de monitoramento	Uma unidade de contagem bruta nas câmaras de monitoramento; tipicamente calibrada de modo que 1 MU corresponda a 1 cGy no isocentro a 1,5 cm de profundidade.
MVCT	Tomografia computadorizada de megavoltagem	Imagens de CT obtidas usando LINAC como fonte de radiação.
Número da revisão do feixe		Um contador que é incrementado sempre que são feitas alterações nos dados da máquina que podem afetar os cálculos do plano.
Objeto simulador *Tomo*		Nome informal do objeto simulador cilíndrico de Virtual Water incluído no kit de QA padrão vendido separadamente. Consulte também objeto simulador do *Tomo*.

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
Objeto simulador *Tomo*		Nome formal do objeto simulador cilíndrico de Virtual Water incluído no kit de QA padrão vendido separadamente.
Objeto simulador *TomoDirect*		Paciente de teste fornecido pela Accuray para verificação dosimétrica do recurso *TomoDirect*.
Objeto simulador TomoHelical		Paciente de teste fornecido pela Accuray para calibração da dose.
OIS	Sistema de Informações de Oncologia	Todo o sistema de aplicação de radiação constituído por um sistema de gerenciamento de tratamento, um sistema de planejamento de tratamento e dispositivos de aplicação de tratamento.
PAC	Controle de amplitude de pulso	Uma entrada para LINAC que influencia a taxa de saída da máquina.
PCP	Painéis de controle de posicionamento	Telas na frente do gantry para ajustar a posição da mesa.
PDD	Profundidade da dose em porcentagem	Perfil do feixe ao longo da direção do feixe para caracterizar a energia do sistema.
PDD em forma de serpente		Um PDD de “cobra” que envolve a aquisição de um pequeno perfil longitudinal em cada profundidade, para garantir que o máximo do perfil seja identificado em cada profundidade.
Penumbra		Às vezes usado para se referir a perfis longitudinais.
Perfil do cone		Um perfil transversal ou dados associados no modelo do feixe.
Perfil longitudinal		Perfil do feixe na direção Y.
Perfil transversal		Perfil do feixe ao longo de uma linha perpendicular à direção do feixe; se o LINAC estiver em 0°, o perfil transversal ficará ao longo do eixo X.
PreciseART		Previamente denominado Enhanced Adaptive. Software vendido separadamente para avaliar o impacto dosimétrico das alterações de anatomia ao longo do tratamento, utilizando as imagens diárias MVCT.

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
Projeção		Incremento de tempo no qual existe uma oportunidade para que cada lâmina abra e feche de forma independente até uma vez.
QA	Garantia de qualidade	Testes para verificar o desempenho e a consistência da máquina entre os cálculos do plano e a aplicação.
Representante de serviços		Pessoal treinado que efetua a manutenção da máquina Accuray. Consulte também FSE.
RIT	Radiological Imaging Technology	Fornecedor terceiro que fornece análise de filme para a Accuray.
RITg148+		Nome do produto do pacote de análise de filme personalizado da RIT para produtos da Accuray baseados em TomoTherapy.
Rotação ao redor do eixo x (*TomoDirect*)		Movimento da mesa em cm por projeção de sinograma.
Rotação ao redor do eixo x (*TomoHelical*)		Movimento da mesa por rotação do gantry, dividido pela largura de campo nominal (sem unidade).
RotVar	Procedimento de variação rotacional	Um procedimento de feixe ativado com gantry rotativo, todas as lâminas abertas e nenhum objeto no furo.
RSS	Realização de início e parada	Consulte garras dinâmicas.
SAD	Distância entre fonte e eixo	Distância da fonte de radiação para o isocentro mecânico e de radiação da máquina. Uma configuração “SAD” envolve colocar o dispositivo de medição no isocentro.
Sag		A deflexão da mesa enquanto ela se movimenta para dentro do furo.
SBRT	Radioterapia de corpo estereotáxica	
Sinograma		Uma matriz de dados em que as colunas representam lâminas ou canais de detecção e as linhas representam incrementos de tempo (projeções).

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
SRS	Radiocirurgia estereotáxica	
SSD	Distância entre fonte e superfície	Distância mais próxima da fonte de radiação até a superfície do objeto simulador ou da água.
Subfeixe		A radiação através de uma determinada lâmina do MLC em uma projeção de aplicação.
Superamostragem		Cálculos de dose realizados em múltiplas posições separadas por projeção de sinograma.
TAG-P	Penumbra tongue and groove	LFOF – 1. O modelo de feixe armazena valores de LFOF menos 1 e os chama de TAG-P.
TCOM	Comissionamento do tratamento	Uma planilha fornecida pela Accuray que lista os dados do perfil incluídos no modelo do feixe: perfis transversais, perfis longitudinais e PDD.
TDC	Console de aplicação de tratamento	Estação de trabalho a partir da qual o usuário pode operar a máquina de tratamento.
TEMS	Software Tomo Electrometer Measurement	Software da Accuray que faz interface com o Standard Imaging *Tomo* eletrômetro e o tanque de água, para traçar perfis de feixe.
TG-### (exemplo: TG-148)	Grupo de tarefa ###	Relatório do Grupo de tarefa AAPM.
TMS	Treatment Planning System (Sistema de planejamento de tratamento)	Um sistema de terceiros usado opcionalmente para programar e acompanhar o progresso do tratamento do paciente.
TomoDirect		Modalidade de tratamento com ângulos estáticos de feixe selecionados pelo usuário, mesa móvel e modulação das lâminas.
TomoEDGE		Nome da marca do recurso de garras dinâmicas.
Topo	Perfil topográfico	Um procedimento de ativação do feixe com um gantry estático e uma mesa móvel; por exemplo, para usar uma câmara de íons em Virtual Water para coletar perfis longitudinais.

Acrônimo ou abreviação	Nome completo	Definição
TPS	Sistema de planejamento de tratamento	Sigla informal para o Sistema de planejamento de tratamento
TQA	Total Quality Assurance	Um software vendido à parte que coleta dados das câmaras de monitoramento e detectores embutidos para QA da máquina, ou que recebe dados importados manualmente pelo usuário, cria relatórios e fornece ferramentas de tendências.
Transferência da máquina		Um fluxo de trabalho dentro da tarefa de Transferência de plano no sistema de planejamento Precision que pode ser usado para gerar um plano similar para aplicação em um sistema diferente.
Verificação de conformidade de especificação		Teste pré-ATP no local de uma nova máquina pelo pessoal da Accuray para garantir que atenda às especificações da Accuray para o alinhamento do sistema, os perfis, a taxa de dose e a qualidade da imagem.
VOI	Volume de interesse	Um alvo contornado ou estrutura de evasão.
Xg	g = gantry	Sistema de coordenadas de rotação usado para especificar a borda de frente do MLC para atribuir expansão de lâmina para planos *TomoDirect*.
XML	eXtensible Markup Language	Linguagem de marcação usada em versões anteriores dos Sistemas Accuray para arquivos de procedimento de QA da máquina. As versões atuais usam arquivos (**.mqa**) de modelo de QA da máquina.

Apêndice G

Referências

OBSERVAÇÃO: As seguintes referências são úteis para descrever os aspectos do estilo *TomoTherapy* de sistema de tratamento. No entanto, nem todas as referências fornecem informações mecânicas e algorítmicas que sejam consistentes com o modelo atual do produto.

Ahnesjo, A., “Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media”, *Med Phys.*16, 1989, 577-592.

Almond, Peter R., Peter J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M. Saiful Huq, Ravinder Nath, and D.W.O. Rogers, “AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams,” *Med Phys.* 26(9), 1999, 1847–1870.

Beister, Marcel, Daniel Kolditz, and Willi A. Kalender, “Iterative reconstruction methods in X-ray CT,” *Physica Medica* 28, 2012, 94–108.

Boswell, S., W. Tomé, R. Jeraj, H. Jaradat, and T.R. Mackie, “Automatic registration of megavoltage to kilovoltage CT images in helical tomotherapy: an evaluation of the setup verification process for the special case of a rigid head phantom,” *Med Phys.* 33(11), 2006, 4395–4404.

Brink, James, Kalender, Willi A., Polacin, Arkadiusz, Vannier, Michael A. “Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT,” *Med Phys.* 21(1), 1994, 133–140.

Chao E., Lucas D., and Schnarr E., "Evaluation of TomoTherapy dose calculations with intrafractional motion and motion compensation." *Med Phys.* 45(1), 2018; 18–28.

Chen, Mingli, Yu Chen, Quan Chen, and Weiguo Lu, “Theoretical analysis of the thread effect in helical Tomotherapy,” *Med. Phys.* 38(11), 2011, 5945.

Chen Q., Chen M., and Lu W., “Ultrafast convolution/superposition using tabulated and exponential kernels on GPU”, *Med Phys.* 38, 2011, 1150–1161.

Cline, Harvey E. and Lorensen, William E., “Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm,” *Computer Graphics*, 21(4), 1987, 163–169.

Jeraj, Robert, Thomas R. Mackie, John Balog, Gustavo Olivera, Dave Pearson, Jeff Kapatoes, Ken Ruchala, and Paul Reckwerdt, “Radiation characteristics of helical tomotherapy,” *Med Phys.* 31(2), 2004, 396–404.

Kahn, Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*. 2nd ed., Philadephia: Lippincott Williams & Wilkins, 1994, pp. 176–177.

Keller, H., M. Glass, R. Hinderer, K. Ruchala, R. Jeraj, G. Olivera, and T. Rock Mackie, “Monte Carlo study of a highly efficient gas ionization detector for megavoltage imaging and image-guided radiotherapy,” *Med Phys.* 29(2), 2002, 165–175.

Klein, Eric E., Joseph Hanley, John Bayouth, Fang-Fang Yin, William Simon, Sean Dresser, Christopher Serago, Francisco Aguierre, Lijun Ma, Bijan Arjomandy, and Chihray Liu, “Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators,” *Med Phys.* 36(9), 2009, 4197–4212.

Kutcher, Gerald J., Lawrence Coia, Michael Gillin, William F. Hanson, Steven Leibel, Robert J. Morton, Jatinder R. Palta, James A. Purdy, Lawrence E. Reinstein, Goran K. Svensson, Mona Weller, and Linda Wingfield, “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,” *Med. Phys.*, 21(4), 1994, 581–618.

Langen Katja M., Niko Papanikolau, John Balog, Richard Crilly, David Followill, S. Murty Goddu, Walter Grant III, Gustavo Olivera, Chester R. Ramsey, and Chengyu Shi, “QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148,” *Med Phys.* **37**(9), 2010, 4817–4853.

Low, Daniel A., William B. Harms, Sasa Mutic, and James A. Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” *Med Phys.* **25**, 1998, 656–61.

Lu, W., “A non-voxel-based broad-beam (NVBB) framework for IMRT treatment planning,” *Phys. Med. Biol.* **55**, 2010, 7175–7210.

Lu, W. and M. Chen, “Fluence-convolution broad-beam (FCBB) dose calculation,” *Phys. Med. Biol.* **55**(23), 2010, 7211–7229.

McEwen, M.R. and D. Niven, “Characterization of the phantom material *Virtual Water™* in high-energy photon and electron beams,” *Med Phys.* **33**, 2006, 876–887.

Nath, Ravinder, Peter J. Biggs, Frank J. Bova, C. Clifton Ling, James A. Purdy, Jan van de Geijn, and Martin S. Weinhous, “AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45,” *Med Phys.* **21**(7), 1994, 1093–1121.

Olivera, G.H., et al., “Tomotherapy.” Em *The Modern Technology of Radiation Oncology*. J. Van Dyk (Ed.). Madison: Medical Physics Publishing: 521–587, 1999.

Ruchala KJ, et al. “Limited-data image registration for radiotherapy positioning and verification,” *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **54**, 2002, 592–605.

Schnarr E., Beneke M., Casey D., Chao E., Chappelow J., Cox A., Henderson D., Jordan P., Lessard E., Lucas D., Myronenko A., and Maurer C., "Feasibility of real-time motion management with helical tomotherapy." *Med Phys*. **45**(4), 2018, 1329–1337.

Sterpin E., Salvat F., Olivera G., Vynckier S., “Monte Carlo evaluation of the convolution/superposition algorithm of Hi-Art tomotherapy in heterogeneous phantoms and clinical cases”, *Med Phys.* **36**, 2009, 1566–1575.

Westerly, D.C., E. Soisson, Q. Chen, K. Woch, L. Schubert, G. Olivera, and T.R. Mackie, “Treatment planning to improve delivery accuracy and patient throughput in helical tomotherapy,” *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, **74** (4), 2009, 1290–1297.

Apêndice H

Informações técnicas adicionais

Informações do subsistema de geração de imagens kV. 642

Informações do subsistema de geração de imagens kV

O tubo de raios X para geração de imagens kV possui um ânodo giratório de foco duplo e as seguintes propriedades:

- Faixa de tensão: 50-150 kV
- Faixa de corrente: 5-500 mA
- A tensão mais alta obtida no tubo de raios X é de 150 kV, e a corrente selecionável mais alta com essa tensão é de 250 mA. A tensão mais alta do tubo de raios X usada para sincronização de movimento é de 140 kV e a maior corrente selecionável do tubo de raios X com essa tensão é de 200 mA.
- A corrente mais alta que pode ser obtida no tubo de raios X é de 500 mA e a maior tensão selecionável com essa corrente é de 90 kV. A corrente mais alta do tubo de raios X usada para sincronização de movimento é de 200 mA e a maior tensão selecionável com essa corrente é de 140 kV.
- Energia: 45 kW
- A maior energia de saída elétrica é alcançada por uma tensão e corrente selecionáveis do tubo de raios X de 140 kV a 320 mA, 112 kV a 400 mA e 90 kV a 500 mA. A maior energia de saída elétrica em uso normal é alcançada por uma tensão e corrente selecionáveis do tubo de raios X de 140 kV a 200 mA.
- A maior energia de saída elétrica que pode ser aplicada em um paciente em uma única exposição é de 20 quilowatts com a tensão do tubo de raios X mais próxima de 120 kV (120 kV a 200 mA por 10 ms).
- A maior energia de saída elétrica obtida pelos componentes de raios X é alcançada por uma tensão e corrente selecionáveis do tubo de raios X de 140 kV a 320 mA, 112 kV a 400 mA e 90 kV a 500 mA, tudo em um tempo de carga de 100 ms. A maior energia elétrica constante em uso clínico é de 28 quilowatts e é obtida com uma tensão e corrente do tubo de 140 kV a 200 mA e um tempo de exposição de 20 ms.
- mAs típicos para exposição única: 0,5 a 2,5
- Tamanho do ponto focal: 0,6 mm x 0,6 mm ou 1,0 mm x 1,0 mm
- Distância da fonte ao isocentro: 575,0 mm
- Filtragem permanente: 1,5 mm em Al
- Filtragem adicional: 0,5 mm em Cu
- Um colimador de tungstênio (2 mm de espessura) isola o feixe kV à área do detector de kV

Um protocolo clínico típico seria: 100-140 kV, 100-200 mA, 10 ms, 4-8 pF (protocolos específicos de anatomia). O sistema de geração de imagens kV oferece uma dose baixa ao paciente, tipicamente 0,01 cGy/imagem para a região da pelve e 0,013 cGy para o pulmão. A dose de uma única imagem kV é maior na superfície do paciente do que no interior do paciente;

contudo, várias imagens são adicionadas no interior do paciente. Os feixes que passam pela mesa antes de chegar ao paciente aplicam menos dose ao paciente, para a mesma fluência do detector e qualidade de imagem.

A precisão de uma medição de tensão do tubo de raios X varia com base na tensão do tubo de raios X kV, no parâmetro mAs selecionado e no tempo de carregamento (ms). A tabela a seguir fornece amostras de medições do percentual de erro na tensão do tubo de raios X em várias seleções de parâmetros.

Parâmetro	Valores		
Tensão do tubo de raios X (kV)	40	40	150
Corrente (mAs)	25	50	50
Tempo de carregamento (ms)	50	100	100
Tensão medida do tubo de raios X (kV)	4,3	40,12	151,3
Erro (%)	0,7	0,3	0,8

A precisão da saída de radiação dos componentes de raios X kV está diretamente relacionada a erros nos valores de pico de kV e mAs. Consulte na tabela a seguir os valores calculados para relacionar uma classificação percentual de erro de parâmetro específico de imagem a um erro na saída de radiação.

kV	Dose a 1 m por 1 mAs (uGy)
50	0,99
60	2,68
70	5,26
80	9,02
90	13,91
100	19,83
110	26,71
120	34,52
130	43,25
140	52,91
150	63,50

A dose de imagem kV é ainda mais afetada pela atenuação de itens entre o feixe e o paciente, como o material do furo do tubo e a mesa do paciente. A filtragem equivalente do material do furo do tubo é 9,7 mm de alumínio para a camada de metade do valor, ou aproximadamente 8%. A dose de entrada no isocentro é aproximadamente metade desse valor, ou aproximadamente 4%. A atenuação do material do furo é levada em conta nas medições fornecidas, mas a atenuação da mesa não. Os itens adicionais colocados entre o feixe kV e o paciente, como marcadores de movimento LED, podem provocar atenuação adicional do feixe. Os itens adicionais colocados entre o feixe kV e o paciente, como marcadores de movimento LED, podem provocar atenuação adicional do feixe. Para deslocamento anatômico do isocentro, o gantry giratório resultará em uma distância variável do ponto focal à pele. Isso altera continuamente a dose para o paciente em uma relação inversa ao quadrado.

Além da filtragem padrão do feixe de 1,5 mm em alumínio, um filtro adicional foi adicionado ao tubo kV de 0,5 mm em cobre. A filtragem de qualidade equivalente do filtro adicionado é de 9,7 mm de alumínio medida em 120 kV para a primeira camada de metade do valor. O ponto focal para a distância do receptor de imagens da fonte kV é 1.135 mm ± 0,5%.

O painel do detector de kV utiliza um sensor de silício amorfo (aSi) de substrato único que opera como uma matriz de fotodiodos em 2D. Os raios X são convertidos em luz usando um cintilador CsI (Tl), com agulhas depositadas diretamente nos fotodiodos aSi. O detector é configurado para um tempo de integração de 2 s e é sincronizado com a fonte de raios X por um sinal de disparo externo. A informação é digitalizada em 16 bits. O detector tem as seguintes propriedades geométricas:

- Tamanho do detector (cm): 40,9 x 40,9 (40,0 x 40,0 utilizável; projetos para 20 x 20 no isocentro do sistema de tratamento)
- Tamanho do pixel: 400 µm x 400 µm
- Matriz de pixels: 1.024 x 1.024 (número ativo de pixels: 1.000 x 1.000)
- Distância nominal da fonte ao plano do detector ativo: 1.135 mm
- Faixa dinâmica >87 dB
- Ganho: 0,25 a 8 pF
- Eficiência quântica do detector (DQE) >67% (a 0 ciclo/mm); relacionado à resolução espacial do detector
- Função de transferência de modulação (MTF) >63% (a 0,5 ciclo/mm); representa a eficiência do detector de raios X para a formação de imagens

Dispositivo de exibição de imagens:

- Resolução de contraste (típica) = 1.000:1
- Resolução espacial nativa = 2.560 x 1.440
- A exibição de imagens não é para uso em diagnósticos. A exibição é suficiente para o registro da imagem.

Tabela de precisão e repetibilidade[1]:

Fator de raios X	Precisão	Repetibilidade	Condições			
			kV	mA	mAs	ms
kV[2]	± (5% + 2 kV)	± (1% + 0,25 kV)	Nenhuma	Nenhuma	Nenhuma	≥5
mA	± (5% + 0,5 mA)	± (2,5% + 0,5 mA)	Nenhuma	Nenhuma	Nenhuma	≥40
mAs	± (5% + 0,2 mAs)	± (2,5% + 0,2 mAs)	Nenhuma	Nenhuma	Nenhuma	≥5
Tempo de irradiação[3]	± (5% + 0,2 ms)	± (1% + 0,2 ms)	Nenhuma	Nenhuma	Nenhuma	Nenhuma

[1] As especificações de precisão foram medidas a 100 kV na metade da potência nominal com cabo de 35 pés (10,7 m) de AT entre o gerador e o tubo de raios X.

[2] Ondulação de 0,5 kV a 100 kV, 250 mA com cabos de alta tensão de 50 pés (15,25 m).

[3] O tempo de irradiação representa o intervalo de tempo entre o instante em que o potencial do tubo aumentou pela primeira vez para um valor de 80% e o instante em que finalmente reduz abaixo do mesmo valor.

Fabricante:
Accuray Incorporated
1209 Deming Way
Madison, Wisconsin 53717 - EUA

Local de Fabricação: EUA

Importado e distribuído por:
Accuray Brasil Com. Imp. Exp. Equip. Médicos Ltda.
Alameda Rio Negro 585 – 8 A – Cj 88
Barueri (SP)
CNPJ 15.404.311/0001-93
Resp. Técnico: Gabriela de Bastiani Donato, CRF-SP: 76537-9
Registro ANVISA n°: XXXXXXX

Representante Legal	Responsável Técnico
Selma Aparecida de Oliveira Moreiro	Gabriela de Bastiani Donato
	CRF-SP: 76537

ACCURAY®

Radixact®

ACCURAY®