ACCURAY®

Sistema de aplicação de tratamento CyberKnife®

Guia de fundamentos de física

Data da Revisão: 06/2018
1059805-PTB A
Versão 11.1.x

Guia de fundamentos de física

Accuray Incorporated Sede
1310 Chesapeake Terrace
Sunnyvale, CA 94089 EUA

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

Accuray International Sarl
Route de la Longeraie 7 and 9
1110 Morges Suíça
Tel.: +41.21 545 9500 Fax: +41.21 545 9501

Accuray Asia Ltd
Unidades 910-11, 9/F
Ocean Centre, Harbour City
5 Canton Road, Tsim Sha Tsui, Kowloon
Tel.: +852.2247.8688 Fax: +852.2175.5799

Accuray Japan K. K.
Shin-Otemachi Building 7F
2-2-1, Otemachi, Chiyoda-ku
Tokyo 100-0004, Japão
Tel.: +81.3.6265.1526 Fax: +81.3.3272.6166

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

EC REP

Representante autorizado na Europa
Accuray International Sarl
Route de la Longeraie 7 and 9
1110 Morges Suíça
Tel.: +41.21.545.9500 Fax: +41.21.545.9501

Patrocinador na Austrália
Emergo Australia
Level 20 Tower II Darling Park
201 Sussex Street
Sydney, NSW 2000, Austrália

Atendimento ao cliente

Para mais informações, para solicitar documentações ou se tiver um problema de manutenção, entre em contato com o Atendimento ao Cliente Accuray (América do Norte) pelo número +1-877-668-8667 ou entre no site do Centro de Solução Técnica Accuray em www.accuray.com/service-request.

NOTA: Se o seu centro trabalha com um prestador de serviços terceirizado, contate-o diretamente para resolver os seus problemas técnicos.

Copyright 2005–2018 Accuray Incorporated. Todos os direitos reservados.

Este documento (© 2005–2018), o software (© 1994–2018) e os produtos a que este documento se refere, bem como quaisquer outros materiais relacionados, são informações de propriedade e direitos autorais da Accuray Incorporated, com exceção do software de código aberto descrito abaixo, e não podem ser utilizados ou 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 se limitando a garantias implícitas de comercialização e adequação a um propósito específico. A Accuray Incorporated e seus diretores, gerentes, representantes, subsidiárias, funcionários, agentes, herdeiros e cessionários não assumem nenhuma responsabilidade ou obrigação, sejam expressas ou implícitas, por acidentes pessoais, morte ou perdas causadas a consumidores, usuários ou pessoal de serviço decorrentes do manuseio inadequado dos produtos do Sistema Accuray por pessoal não autorizado, sem treinamento ou sem a qualificação adequada. A Accuray Incorporated se isenta expressamente de qualquer responsabilidade ou obrigação 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 registradas

Accuray, o logotipo estilizado da Accuray, CyberKnife, CyberKnife VSI, M6, TomoTherapy, Tomo, TomoH, TomoHD, TomoHDA, TomoEDGE, TomoHelical and TomoDirect, Hi Art, Xchange, RoboCouch, Accuray Precision, Xsight, Synchrony, PlanTouch, QuickPlan, VOLO e AERO Accuray Exchange in Radiation Oncology são marcas comerciais registradas da Accuray Incorporated nos Estados Unidos e nos demais países e não podem ser usadas nem distribuídas sem autorização escrita da Accuray Incorporated. O uso das marcas comerciais da Accuray Incorporated exige a autorização por escrito da Accuray Incorporated. Os seguintes logotipos são marcas comerciais registradas da Accuray Incorporated:

Informações de garantia

Se qualquer produto Accuray tiver sido modificado, de qualquer maneira, todas as garantias associadas a tal produto será anulada. A Accuray Incorporated não assume qualquer responsabilidade, legal ou não, com relação à modificação ou substituição não autorizada de subsistemas ou componentes.

Com os cuidados e a manutenção adequada, a vida útil esperada do sistema 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, de prateleira, etc.) nestas estações de trabalho não é permitida. Isso inclui qualquer atualização do Microsoft® Windows®. Todo e qualquer efeito sobre a operação segura e pretendida 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 técnico 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 eles estiverem trazendo resultados inconsistentes com seus protocolos de pesquisa e clínicos estabelecidos, telefone para o Atendimento ao cliente da Accuray (América do Norte) no número 1-866-368-4807, entre em contato com seu Distribuidor ou visite o Centro de soluções técnicas da Accuray no endereço www.accuray.com/service-request.

Descarte do dispositivo

Quando um produto Accuray chegar ao final da sua vida útil e o seu centro desejar removê-lo, entre em contato com o Atendimento ao Cliente Accuray para a desmontagem, desinstalação e descarte apropriado dos componentes.

Utilização 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 ao software de terceiros e os termos de licença sob os quais estes componentes de software foram obtidos pela Accuray estão localizados na estação de trabalho da administração do Sistema de Gerenciamento de Dados iDMS™ e nas estações de trabalho Sistema de Planejamento do Tratamento Accuray Precision® em c:\cdms\oss. O código fonte de um componente de software de código aberto situa-se na estação de trabalho da administração em c:\cdms\oss\src.

O software Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision* é distribuído com o hardware da Accuray Incorporated. O software *Accuray Precision* System inclui um mecanismo de licenciamento que impede que o software seja executado em sistemas não licenciados.

Instruções de uso do Sistema Accuray

Operações seguras com o Sistema Accuray exigem especial atenção quanto aos sérios perigos associados com o uso de aceleradores lineares e outros equipamentos de radioterapia e radiocirurgia complexos quanto às maneiras de se evitar ou minimizar os perigos, bem como 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. Em cada etapa da instalação do sistema, serão fornecidos avisos e precauções para ações específicas.

A equipe de funcionários deve ser treinada pela Accuray Incorporated antes do uso do Sistema Accuray para fins clínicos ou de pesquisa.

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 e fatais ao paciente ou aos funcionários do estabelecimento. Cada aviso 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 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.

Visão geral

Este manual se aplica ao Sistema de Aplicação de Tratamento CyberKnife® 11.1.x (série VSI™), *Accuray Precision* System 2.0.x e Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* 2.0.x.

Este manual contém instruções sobre diferentes recursos oferecidos pelo Sistema CyberKnife. Como alguns recursos do Sistema CyberKnife são opcionais, algumas das instruções constantes neste manual podem não se aplicar a seu sistema.

A disponibilidade das opções depende da aprovação por órgãos reguladores de cada país e varia de país para país.

Indicações de uso

O Sistema de Aplicação de Tratamento CyberKnife é indicado para radiocirurgia estereotáxica orientada por imagem e radioterapia de precisão para lesões, tumores e condições de qualquer lugar do corpo, quando o tratamento de radiação é indicado.

Uso pretendido

O Sistema de Aplicação de Tratamento CyberKnife é indicado para radiocirurgia estereotáxica orientada por imagem e radioterapia de precisão para lesões, tumores e condições de qualquer lugar do corpo, quando o tratamento de radiação é indicado. O Sistema de Aplicação de Tratamento CyberKnife pode ser usado para tratar astrocitoma, glioma, tumores da base do crânio, metástases (cerebrais e ósseas), carcinoma nasofaríngeo, meningioma, neuroma acústico, schwannoma, adenoma pituitário, hemangioblastoma, craniofaringioma, malformação arteriovenosa, malformação cavernosa, neuralgia do trigêmeo e tumores do pescoço, coluna, pâncreas, fígado, pulmões, ovário, próstata e bexiga. Os pacientes devem ser examinados por uma equipe de médicos para determinar se são candidatos ao tratamento com CyberKnife.

Efeitos colaterais indesejáveis

O sistema de tratamento emite radiações ionizantes que podem causar efeitos colaterais indesejáveis, tais como náuseas, queimaduras, danos nos nervos e até mesmo a morte. Para ajudar a prevenir esses efeitos colaterais, todo o pessoal que opera o sistema de tratamento deve ser treinado adequadamente.

Manuais

A Accuray Incorporated fornece um conjunto de manuais do usuário (instruções de uso) e um manual de referência para o Sistema CyberKnife. Os manuais no conjunto de documentos estão relacionados abaixo.

ATENÇÃO: Os dados de exemplo descritos neste manual não se destinam a representar dados clínicos reais. O uso de dados de exemplo no planejamento ou na liberação do tratamento pode resultar em tratamentos inadequados do paciente. O usuário é o único responsável por determinar os valores de dados adequados para qualquer situação.

NOTA: Nos países onde é necessário, os manuais foram traduzidos para o idioma nativo pela Accuray Incorporated.

NOTA: As imagens nos manuais podem não corresponder exatamente ao seu Sistema CyberKnife específico.

Manual de gerenciamento de dados

O *Manual de gerenciamento de dados* fornece instruções para o uso do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*, que oferece o armazenamento dos dados de paciente, usuário e sistema do Sistema CyberKnife, além de aplicativos e interfaces para acessar, adicionar, modificar, exportar, excluir, gerar relatórios e validar os dados de paciente, usuário e sistema do Sistema CyberKnife. O *Manual de gerenciamento de dados* também descreve o arquivo de dados de pacientes e restaura os processos e o aplicativo Beam Data Import.

Manual de planejamento do tratamento

O *Manual de planejamento do tratamento* fornece informações sobre o uso do Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision* para: carregar estudos de imagem; criar, modificar e avaliar planos de tratamento; criar e modificar os modelos de planos de tratamento; trabalhar com ferramentas de comissionamento; exportar dados; e imprimir dados de plano. O *Manual de planejamento do tratamento* também descreve o uso das opções do *Accuray Precision* System, como AutoSegmentation™, QuickPlan™, Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) e Otimização Sequencial.

Manual de aplicação do tratamento

O *Manual de aplicação do tratamento* fornece informações sobre a liberação do tratamento, incluindo informações de segurança, procedimentos para ligação e desligamento do sistema, visão geral do sistema de liberação do tratamento, preparação do paciente, operações na sala de tratamento, procedimentos de liberação do tratamento e outros tópicos. Também descreve o tratamento usando o Sistema de Rastreamento Craniano 6D, o Sistema de Rastreamento Fiducial, o Sistema Xsight® Spine Tracking, o Sistema Xsight Lung Tracking, o Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony® e o InTempo® Adaptive Imaging System.

Guia de fundamentos de física

O *Guia de fundamentos de física* fornece informações muito importantes que todos os físicos devem conhecer para executarem o comissionamento do *Accuray Precision* System, do acelerador linear (LINAC) e do Sistema CyberKnife para uso em pacientes. O *Guia de fundamentos de física* apresenta procedimentos detalhados como parte da Garantia da qualidade (GQ) inicial e contínua e programas de comissionamento. A Accuray Incorporated recomenda que o programa descrito neste guia seja incorporado ao programa de Segurança de radiações da instituição em todos os locais do Sistema CyberKnife.

Formato de exibição numérica

O software do Sistema CyberKnife e do *Accuray Precision* System usa a convenção de notação a seguir para exibir números:

- O ponto (.) é usado como separador decimal.
- A vírgula (,) é usada como separador de milhares.

ATENÇÃO: Independentemente da tradução de idioma, todos os dados numéricos que você digitar ou que forem exibidos no software usarão o ponto (.) como separador decimal. Fique atento a essa convenção de símbolos ao interpretar ou informar dados numéricos. A interpretação incorreta ou a informação incorreta de dados pode ocasionar falhas no tratamento do paciente.

Terminologia de informática

Este manual usa a terminologia padrão de computadores pessoais. A Accuray Incorporated assume que você saiba como usar um computador pessoal comum para navegar entre as janelas e arquivos na estação de trabalho. Consulte a documentação que acompanha o computador. Neste manual são empregadas as convenções a seguir.

Clicar	Pressionar o botão esquerdo do mouse.
Clicar o botão direito	Pressione o botão direito do mouse.
Clicar duas vezes	Pressionar o botão esquerdo do mouse duas vezes em sucessão rápida. Se necessitar usar o botão direito do mouse, as instruções especificarão para clicar duas vezes com o botão direito.
CTRL-clique	Mantenha pressionada a tecla **CTRL** e pressione o botão esquerdo do mouse.
SHIFT-clique	Mantenha pressionada a tecla **SHIFT** e pressione o botão esquerdo do mouse.

Rolar	Gire a roda de rolagem do mouse. *O rolamento para trás* gira a roda do rolagem com o dedo se afastando da mão. O *rolamento para frente* gira a roda de rolagem com o dedo se aproximando da mão.
Segurar	Pressionar o botão do mouse e mantê-lo pressionado enquanto realiza outra função.
Arrastar	Posicionar o cursor sobre a área de interesse, clicar, manter o botão pressionado e mover o mouse para selecionar uma área, criar uma janela ou transferir um item selecionado para outro local.
Selecionar	Colocar o cursor sobre um nome ou um botão e clicar uma vez ou então colocar o cursor no começo de um nome, clicar, segurar e arrastar ao longo do nome até destacá-lo (mudar de cor).
Abrir	Clicar duas vezes no nome de uma janela para abri-la.

Sumário

Visão geral vii

Capítulo 1: Visão Geral do Sistema de Aplicação do Tratamento CyberKnife 1-1

Introdução 1-1

Locais dos equipamentos 1-2

Sala de tratamento 1-3

Sala de controle 1-3

Sala de equipamentos 1-4

Área de planejamento (Dosimetria ou escritório dos funcionários) 1-4

Componentes do equipamento 1-5

Sala de tratamento 1-5

Robô de tratamento e Teach Pendant 1-5

Programa de detecção de proximidade 1-6

Sistema de Posicionamento do Paciente 1-7

Sistema de localização de alvo (TLS) 1-7

Fontes de raios X 1-8

Geradores de raios X 1-8

Detectores de imagem de raios X 1-9

Acelerador linear (LINAC) 1-9

Recursos do LINAC 1-10

Sistema de dosimetria 1-10

Colimador de Abertura Variável da Iris (Opção) 1-11

Alterador de Colimador Robótico do Xchange (Opcional) 1-11

Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony (Opcional) 1-12

Sala de equipamentos 1-12

PDU (Unidade de Distribuição de Energia) 1-13

Moduladores (MOD e MCC) 1-15

Chassi de Controle da Interface (IFCC) 1-16
Modulo de Interface Dose-IFCC (DIIF) 1-16
Controlador do Robô de Tratamento 1-17
Rack mecânico 1-17
Resfriador 1-19
Indicador de fluxo de água e pressão SF6 1-19
Compressor para compartimentos do Colimador Iris e fixo 1-20
Unidade do Controle de Temperatura Ativo (ATC) para Colimador Iris 1-20
Rack do computador 1-21
Chave de rede e firewall da rede 1-23
Computador TLS 1-23
Controlador de Gateway 1-23
Chassi de controle do sistema de localização de alvo (TLSCC) 1-24
Teclado, monitor e chave KVM 1-24
Chassi de controle de parada de emergência (ESCC) 1-25
Computador de administração do tratamento 1-26
Controlador Synchrony Flashpoint 1-26
Servidor de Dados iDMS 1-26
Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS) 1-26
Sala de controle 1-26
Área de planejamento 1-27
Modos de alimentação e interrupções 1-28
Energia local 1-28
Ligação Após Interrupção de Energia 1-28
Exibição do contador de dose de backup 1-29
Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS) 1-29
Administração do sistema 1-30
Ambiente de Rede do Sistema CyberKnife 1-30
Fora do firewall 1-31
Sistema de Arquivos CyberKnife, Edição de Arquivos e Segurança 1-31
Referências 1-32

Capítulo 2: Comissionamento 2-1

Introdução 2-1

Sobre o comissionamento 2-3

Padrões profissionais de prática 2-3

Revisão do programa de GQ 2-4

Backup de dados 2-4

Fornecimento de dados à Accuray 2-4

Equipamento para GQ e comissionamento 2-5

Sistema CyberKnife Acessórios de GQ 2-5

Equipamento de GQ do local do cliente 2-7

Teste de Diodo 2-10

Verificação de coincidência de laser e radiação 2-11

Realização da verificação de coincidência de laser e radiação 2-12

Uso de ImageJ para realizar análise de filme 2-14

Análise do Filme Utilizando ImageJ e Filme Tipo EBT 2-14

Comissionamento de feixe 2-18

Visão geral do comissionamento de feixe 2-18

Comissionamento de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing 2-18

Visão Geral dos Dados de Feixe Necessários 2-19

Arquivos de dados de feixe 2-20

Comissionamento de feixe para o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para os colimadores fixos e Iris 2-21

Dados de feixe necessários 2-23

Nomes de arquivos dos dados de feixe 2-24

Requisitos de comissionamento para planejamento de tratamento 2-25

Aquisição de dados de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing 2-27

Aquisição de dados de feixe de colimador fixo 2-27

Montagem da gaiola para colimadores fixos 2-28

Colimador Pinhole para colimadores fixos 2-30

Configuração do objeto simulador de água 2-30
Refixação da tampa do LINAC 2-35
Procedimento 2-38
Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR) 2-40
Medições de razão fora do centro (OCR) 2-47
Medições de fator de rendimento (OF) 2-54
Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris 2-58
Pré-requisitos 2-59
Montagem da gaiola para o Colimador Iris 2-61
Ponteiro de distância frontal 2-62
Montagem do detector de gaiola 2-62
Colimador de laser pinhole para o Colimador Iris 2-63
Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris 2-71
Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR) 2-78
Medições de razão fora do centro (OCR) 2-83
Realização de medições de OCR 2-85
Caracterização do perfil de OCR do Colimador Iris 2-87
Medições de fator de rendimento (OF) 2-96
Aquisição de dados de feixe para cálculo de dose Monte Carlo 2-98
Aquisição de dados de feixe 2-98
Pré-requisitos 2-98
Repetição de medições de TPR e OCR 2-99
Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional) 2-100
Medições de perfil de campo aberto 2-103
Medições de percentual de dose profunda (PDD) central 2-106
Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris 2-109
Configuração para a aquisição de dados de feixe 2-109
Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional) 2-110
Medições de perfil de campo aberto 2-110
Medições de percentual de dose profunda (PDD) central 2-110
Importação de dados de feixe para o servidor de dados 2-111
Ferramentas de Comissionamento do Accuray Precision 2-112
Fluxo de trabalho de comissionamento de Monte Carlo para os colimadores fixo e Iris 2-113
Descomissionamento de dados de feixe 2-119

Calibração absoluta de dose do LINAC 2-121
Formalismo geral para o protocolo TG-51 2-121
Fator de conversão de qualidade do feixe 2-123
Determinação do tamanho equivalente de campo quadrado 2-125
Medição do fator de conversão da qualidade do feixe 2-126
Ponto de calibração do LINAC 2-127
Aquecimento do LINAC para sistemas com câmara de ionização sem vedação 2-129
Procedimento de aquecimento para calibração absoluta de dose 2-129
Verificações de rendimento diárias 2-129
Aquecimento do LINAC para sistemas com câmara de ionização vedadas 2-131
Procedimento de aquecimento do LINAC usando o modo Física 2-131
Aquecimento diário do LINAC 2-131
Verificação de calibração do LINAC 2-138
Ajuste de calibração do LINAC 2-141
Verificação da constância do rendimento do LINAC 2-145
Procedimento de constância do rendimento do LINAC basal 2-145
Procedimento de constância do rendimento do LINAC diário 2-146
Importar estudos de imagem de TC de objeto simulador 2-148
Modelos de densidade de CT 2-149
Seleção do modelo de densidade de tecido 2-149
Water/Air (Água/Ar) 2-150
Lung Standard (Padrão de pulmão) 2-150
Body Standard (Padrão de corpo) 2-150
Modelos de densidade de CT personalizados 2-150
Verificação de precisão geométrica de CT 2-153
Precisão do alvo de liberação de tratamento 2-155
Teste de GQ do Cálculo de Feixe Único 2-156
Realizar um Teste de GQ do Cálculo do Feixe Único 2-156
Leitura dos dados de dose exportados 2-158

Revisão de cálculo de dose no Accuray Precision System.....2-163

Dicas e Sugestões sobre o Teste de GQ do Cálculo de Feixe Único.....2-165

Posicionamento da caixa de dose 2-165

Objetos simuladores heterogêneos 2-165

Verificação da verificação de liberação da dose 2-168

Ajuste DeltaMan 2-169

Recomissionamento do LINAC 2-169

Características da dose absorvida: Informações do usuário 2-170

Referências 2-174

Capítulo 3: Recomendações da garantia de qualidade e Testes 3-1

Introdução 3-1

Programa e Documentação da GQ.....3-2

Testes e Programações de GQ.....3-3

Testes de GQ Diários.....3-4

Verificação dos intertravamentos de segurança 3-4

Verificação do Status do Subsistema 3-7

Aplicação de Verificação de Alinhamento do Laser.....3-8

Visão Geral de Verificação de Alinhamento do Laser.....3-8

Controles de Verificação de Alinhamento do Laser 3-9

Laser Alignment Check Procedures (Procedimentos de verificação do alinhamento do laser).....3-12

Verificação do laser na posição de repouso do robô de tratamento...3-14

Aquecimento do tubo de raios X 3-14

Verificação da constância do rendimento do LINAC.....3-15

Teste de garantia da qualidade automático (AQA) 3-15

Testes de GQ Mensais 3-16
Beam Parameters Check (Verificação dos Parâmetros do feixe) 3-16
Verificação de coincidência de laser e LINAC 3-17
Verificação da verificação de liberação da dose 3-17
Verificação do alinhamento do sistema de imagens 3-18
Verificação dos modelos de densidade de CT personalizados 3-19
Verificação do Posicionamento da Mesa de Tratamento 3-20
Teste de ponta a ponta (E2E) 3-21
Garantia da qualidade do Colimador Iris 3-21
Quarterly QA Tests (Testes de GQ Trimestrais) 3-22
Rastreamento de TLS e correspondência de movimento da mesa 3-22
Requisitos dos testes anuais 3-23
Testes não programados 3-24
Verificação visual de alvo do robô (Teste BB) 3-24
Referências 3-25

Capítulo 4: Testes AQA, E2E e GQ 4-1
Introdução 4-1
Diretrizes gerais de aquisição de imagens de CT para objetos simuladores 4-2
Teste Garantia de Qualidade Automática (AGQ) 4-3
Visão geral do AGQ 4-3
Captura de uma varredura de TC do objeto simulador AQA 4-4
Planejamento de tratamento AGQ para colimadores fixos e Iris 4-5
Novo plano 4-5
Tarefa Contorno > etapa Ball-cube 4-5
Tarefa Setup (Configurar) > etapa Machine (Máquina) 4-6
Tarefa Setup (Configurar) > etapa Fiducials (Marcas fiduciais) 4-6
Tarefa Setup (Configurar) > etapa Align (Alinhar) 4-6

Tarefa Plan (Plano) > etapa Settings (Configurações) 4-6
Tarefa Plano > etapa Isocêntrico 4-7
Tarefa Evaluate (Avaliar) > etapa Review (Revisar) 4-7
Execução do teste AGQ 4-8
Análise do filme para o teste AGQ 4-13
Carregamento de imagens para análise do filme de AGQ 4-13
Como girar e inverter imagens 4-15
Configuração da resolução de imagem 4-17
Processamento das imagens 4-18
Como imprimir e salvar os resultados da análise 4-19
Equipamento e materiais para testes E2E 4-21
Visão geral do procedimento de teste E2E 4-21
Objetos simuladores usados em testes E2E 4-22
Cassete de filme do Ball-Cube original 4-22
Cassete de filme do Ball-cube II 4-23
Cassete de filme do mini Ball-cube 4-24
Objeto simulador de cabeça e pescoço 4-25
Ferramenta de GQ Synchrony para rastreamento de movimentação 4-25
Objeto simulador de movimentação (Opcional) 4-25
Filme radiocrômico ou tipo EBT 4-25
Scanner de filme 4-26
Calibração do Scanner de Filme 4-26
Software de análise de filme de teste E2E 4-33
Uso do Ball-cube em testes E2E 4-34
Precauções ao Usar o Filme Tipo EBT 4-34
Uso do Ball-cube original 4-35
Carregamento de filmes no Ball-cube II 4-36
Planos de tratamento para testes E2E 4-39
Planejamento E2E com otimização sequencial isocêntrica 4-39
Planos E2E para os modos de rastreamento estacionário 4-39
Novo plano 4-40
Tarefa Contorno > etapa Ball-cube 4-41

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Machine (Máquina) 4-41
Tarefa Setup (Configurar) > etapa Fiducials (Marcas fiduciais) 4-42
Tarefa Setup (Configurar) > etapa Align (Alinhar) 4-42
Tarefa Plan (Plano) > etapa Settings (Configurações) 4-42
Tarefa Plano > etapa Isocêntrico 4-43
Tarefa Plano > etapa Sequencial 4-43
Tarefa Utilidades > etapa Plano do Ball-cube 4-44
Tarefa Evaluate (Avaliar) > etapa Review (Revisar) 4-45

Planos E2E para os modos de rastreamento de movimentação 4-46

Plano E2E para o Sistema Synchrony 4-46
Plano E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking 4-46
Tarefa Novo plano 4-46
Tarefa Contour (Contorno) > etapa Spine-Tracking (Rastreamento de coluna) 4-47
Tarefa Contorno > etapa Ball-cube 4-47
Tarefa Contorno > etapa Manual 4-47
Tarefa Setup (Configurar) > etapa Machine (Máquina) 4-48
Tarefa Setup (Configurar) > etapa Align (Alinhar) 4-48
Tarefa Setup (Configurar) > etapa DRR Review (Revisão de DRR) 4-48
Tarefa Plan (Plano) > etapa Settings (Configurações) 4-49
Tarefa Plano > etapa Isocêntrico 4-49
Tarefa Plano > etapa Sequencial 4-50
Tarefa Utilidades > etapa Plano do Ball-cube 4-51
Tarefa Evaluate (Avaliar) > etapa Review (Revisar) 4-51

Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento estacionário 4-52

Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento de movimentação 4-55

Teste E2E para o Sistema Synchrony 4-55

Visão geral 4-55
Controles da ferramenta de GQ Synchrony 4-56
Carregamento da ferramenta de GQ Synchrony 4-57
Execução de uma varredura de CT para o teste E2E do Synchrony 4-57
Geração de um plano de tratamento E2E Synchrony 4-58
Liberação do plano de tratamento E2E Synchrony 4-59
Manutenção da ferramenta de GQ Synchrony 4-62

Peças de reposição 4-62
Substituição de fusíveis 4-62
Carregamento, substituição e descarte das baterias 4-62
Limpeza da ferramenta de GQ Synchrony 4-63

Teste E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking 4-64

Principais componentes do objeto simulador de movimentação 4-64
Uso do controlador de movimentação 4-67
Operação do controlador de movimentação 4-67
Substituição de fusíveis 4-68
Configuração do teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight 4-69
Execução de uma varredura de CT para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking 4-73
Liberação do tratamento para o teste E2E do Xsight Lung Tracking 4-75

Análise do filme 4-78

Análise do filme de ponta-a-ponta 4-78

Análise do filme para testes E2E 4-79

Informações de calibração 4-80
Carregar imagens 4-80
Processar os filmes 4-81
Reorientar as imagens 4-82
Modificar outras informações 4-82
Realizar a análise 4-83
Selecionando o limiar correto 4-84
Alteração do limite 4-85
Imprimir 4-85
Salvar resultados em um arquivo de texto 4-85
Mostrar valores DeltaMan 4-85
Exportar imagens 4-85
Exit (Sair) 4-85
Soluções para problemas comuns 4-86

Análise do filme para o teste E2E Synchrony (opcional) 4-87

Dosimetria do filme 4-87
Análise do filme com o Synchrony 4-88

Análise do filme para o teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight 4-89
Incertezas no método de análise E2E XLT 4-90
GQ de plano para planos de tratamento 4-91
Criação de um plano modelo de GQ 4-92
Criação de um plano de tratamento do paciente 4-94
Criar um plano de GQ 4-94
Criar uma fração do plano de GQ aplicável 4-99
Liberação do plano de GQ para um objeto simulador 4-99
Análise do filme do plano de GQ 4-100
Registro dos resultados da análise 4-100

Capítulo 5: Algoritmos de cálculo e exibição de dose 5-1
Introdução 5-1
Fusão 5-2
Contorno da anatomia 5-3
Algoritmo de geração de ITTV pra o plano de simulação 5-3
Algoritmo de geração de ITV para Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão 5-4
Algoritmo de geração de PTV para Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão 5-5
AutoSegmentation 5-5
Cérebro AutoSegmentation 5-5
Próstata AutoSegmentation 5-7
Conversão do contorno do VOI para volume de máscara 5-8
Descrição do algoritmo de operações de VOI 5-9
Referências 5-10
Geração de DRR para o planejamento do tratamento 5-10
Cálculo de HVD 5-10

Algoritmo de cálculo de dose de Ray-Tracing.....5-11
Correção de Contorno.....5-14
Grade de cálculo de dose de Ray-Tracing.....5-14
Cálculo de isocontorno e DVH.....5-14
Cálculo de dose fina.....5-14
Cálculo de dose de ponto.....5-15
Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) Algoritmo (Opcional).....5-16
Entradas necessárias para o algoritmo.....5-18
Modelo fonte.....5-18
Espectro de energia.....5-19
Colimadores Fixo e Iris.....5-19
Distribuição de fluência.....5-20
Colimadores Fixo e Iris.....5-20
Distribuição de fonte.....5-21
método do fator de rendimento no ar.....5-21
Método Gaussian.....5-23
Modelo do paciente.....5-23
Densidade de massa.....5-23
Tipo do material.....5-24
Geometria do feixe.....5-24
Preferências do usuário.....5-24
Resolução do cálculo.....5-24
Incerteza estatística.....5-25
Alocação de históricos e somatório de doses.....5-25
Conversão de energia em dose absorvida.....5-26
Colimadores Fixo e Iris.....5-26
Calculando a incerteza estatística.....5-28
Amostragem de fótons.....5-29
Amostragem da energia inicial do fóton.....5-29
Colimadores Fixo e Iris.....5-29
Amostragem da posição de origem.....5-29
Amostragem da posição do fóton.....5-30
Colimadores Fixo e Iris.....5-30

Direção do fóton 5-30
Peso do fóton 5-30
Transporte de fótons e partículas 5-31
Visão geral 5-31
Registros de histórico de elétron e dados de caminho livre médio 5-32
Geração de números aleatórios 5-32
Algoritmos de interação forçada do fóton e divisão de fótons 5-33
Imposição de interação do fóton sem divisão 5-33
Imposição de interação do fóton combinada com divisão de fótons 5-34
Seleção de histórico de elétrons e algoritmos de rotação 5-36
Algoritmos de repetição de histórico de elétron e roleta russa 5-37
Exibição da dose 5-43
Filtragem de dose para pontos quentes artificiais 5-43
Algoritmos de suavização 5-44
Normalização da dose 5-45
Exibição da dose e da incerteza da dose 5-45
Verificação dos cálculos de dose pontual usando algoritmos independentes 5-46
Verificando a dose total em um ponto de referência 5-48
Posicionando o ponto de referência 5-48
Cálculos adicionais de verificação de dose 5-50
Verificando a dose calculada por feixe em um ponto de referência 5-51
Amostra de colocação do ponto de referência 5-53
Amostra de comparação com modelo baseado em correção 5-55
Amostra de visualização de feixe único 5-56
Algoritmos de alvo e otimização do feixe 5-57
Resolução da grade de cálculo de dose 5-57
Corte de dose para cálculos de dose Ray-Tracing 5-57
Número total de feixes no espaço de solução de otimização 5-59
Alvo do feixe 5-62
Alvo isocêntrico 5-62
Otimização Sequencial 5-63
Base matemática para a Otimização Sequencial 5-65

Maximizar dose mínima 5-67
Minimizar dose máxima 5-68
Maximizar dose média 5-69
Minimizar dose média 5-70
Minimizar o objetivo do volume da dose 5-71
Maximizar o objetivo do volume da dose 5-72
Minimizar unidades monitoras 5-73

Restrições aplicadas à minimização de F(x) 5-74

Limites de UM, limites de VOI e objetivos 5-75

Restrições absolutas 5-76
Operação das etapas de otimização 5-76

Restrições estabelecidas pelas etapas de otimização e relaxamento 5-79

Restrições e relaxamento 5-80

Convergência relaxada 5-81

Ordenando as etapas 5-82

Exemplos clínicos 5-85

Amostra de caso de próstata 5-85
Amostra de caso de coluna cervical 5-87
Amostra de caso do pulmão 5-88

Redução do feixe 5-90

Redução de tempo 5-91

Cronograma de anelamento de redução de tempo para colimadores fixo e Iris 5-93
Regeneração de feixe para colimadores fixo e Iris 5-95

Seleção automática do colimador 5-97

Algoritmos de VOLO para CyberKnife 5-98

Introdução 5-98

Abordagem 5-98
Limitações 5-99
Avaliação 5-99

Descrição de alto nível 5-100

Otimização do MLC 5-101
Amostragem de VOI 5-101
Seleção de nó 5-101
Seleção da porta de feixe 5-103
Seleção de subfeixe 5-104
Cálculo da dose do subfeixe 5-105
Otimização do mapa de fluência 5-105
Objetivos de volume de dose 5-106
Penalidade de suavidade 5-107
Optimizer (Otimizador) 5-108
Geração de segmentos 5-108
Cálculo de dose por segmento 5-109
Otimização do peso do segmento 5-110
Adaptação de formato do segmento 5-110
Otimização do peso final 5-112
Otimização do colimador Iris/fixo 5-113
Seleção do feixe candidato 5-113
Cálculo da dose do feixe 5-113
Otimização do peso do feixe 5-114
Referências 5-114
Extrapolação de tabelas de dados de feixes 5-115
Métodos de extrapolação 5-115
Ajuste de dados de planejamento do tratamento 5-116
Algoritmos usados no ajuste de dados 5-116
Interpolação e extrapolação lineares 5-117
Interpolação e extrapolação por série de Taylor 5-117
Interpolação e extrapolação bilineares 5-118
Interpolação e extrapolação por mínimos quadrados linear 5-120
Interpolação e extrapolação exponenciais 5-120
Suavização gaussiana 5-120
Intervalo das medições 5-121
Construção das tabelas armazenadas de dados de feixes 5-121
Fator de rendimento (OF) 5-121
Razão tecido-objeto simulador (TPR) 5-122
Razão fora do centro (OCR) 5-125

Interpolação e extrapolação para as tabelas de dados armazenados de feixes 5-130
Cálculo de profundidade efetivo 5-130
Procuras de fator de rendimento 5-131
Pesquisas de TPR 5-131
Pesquisas de OCR 5-131
Densidade do tecido e precisão de cálculo de dose Ray-Tracing 5-132

Referências 5-133

Apêndice 2A: Regras de validação de dados de feixe 2A-1

Introdução 2A-1

Regras de validação de dados de feixe 2A-2

Nomes de arquivos de dados de feixe para cada tamanho de colimador 2A-13

Limites de valores de dados de feixe 2A-15

Apêndice 2B: Processamento de dados do feixe de OCR (colimadores fixos e Colimador Iris) 2B-1

Introdução 2B-1

Processamento de dados OCR no PTW MEPHYSTO mc2 (Exemplos) 2B-2

Processamento dos dados do feixe OCR no IBA OmniPro Versão 6.4a (Exemplos) 2B-9

IBA OmniPro com os dados do feixe OCR do colimador fixo 2B-9

IBA OmniPro com os dados do feixe OCR do Colimador Iris 2B-20

Apêndice 2C: Cálculo de dose de imagem 2C-1

Introdução 2C-1

Dose da pele de entrada 2C-2

Referências 2C-3

Apêndice 3A: Uso da ferramenta de GQ do Iris 3A-1

Introdução 3A-1

Visão geral da ferramenta de GQ do Iris 3A-2

Resumo dos Procedimentos 3A-3

Instalar o software Iris QA 3A-3

Inicializar o software Iris QA 3A-3

Obter medições de linha de base 3A-3

Verificação pontual 3A-4

Pré-requisitos 3A-5

Instalação do software Iris QA 3A-6

Uso da montagem de filme do Iris QA 3A-7

Inicialização do software Iris QA 3A-8

Obtendo medições de linha de base do Iris QA 3A-11

Executando verificações pontuais do Iris QA 3A-13

Interface do usuário do Iris QA 3A-14

Painel User Inputs 3A-15

Painel de importação de filme 3A-15

Painel Status 3A-16

Painel Scan Processing Pad 3A-16

Seção Analysis Results 3A-19

Painel Export Results 3A-21

Solução de problemas 3A-22

Apêndice 3B: Uso da IrisToolBox 3B-1

Introdução 3B-1

Visão geral do IrisToolBox 3B-2

Resumo dos Procedimentos 3B-3
Pré-requisitos 3B-5
Inicialização do IrisToolBox 3B-6
Procedimento 3B-6
Erros Durante a Inicialização 3B-9
Verificação da Calibragem Atual 3B-10
Procedimento 3B-10
Erros durante a verificação de calibração 3B-11
Recalibragem do Colimador Iris 3B-12
Procedimento 3B-12
Erros Durante a Recalibragem 3B-14
Reproteção do Sistema 3B-15
Voltar à Calibragem Anterior 3B-19
Visualização e Impressão de Relatórios 3B-20
Execução de uma Verificação de Ponto do Feixe 3B-21
Controles de Tela IrisToolBox 3B-22
Report Description (Descrição do relatório) 3B-23

Apêndice 4A: 4D Planning 4A-1
Introdução 4A-1
Plano de tratamento para 4D Planning 4A-2
Execução de 4D Planning 4A-3
Configuração para 4D Planning 4A-3
Execução de uma varredura de CT para a 4D Planning 4A-7
Aplicação do tratamento para 4D Planning 4A-9

Análise do filme para 4D Planning 4A-10

Análise dosimétrica para a estrutura crítica 4A-12

Apêndice 5A: Transporte de elétron no Algoritmo de Cálculo de dos MC 5A-1

Introdução 5A-1

Interações de elétrons em um algoritmo MC geral 5A-2

Transporte de elétrons em um algoritmo MC 5A-4

Históricos de elétrons pré-gerados em algoritmos MC rápidos 5A-5

Modificação na interação inelástica de alta energia 5A-5

Escalamento da distância do passo 5A-5

Modificação do ângulo de dispersão 5A-5

Históricos de elétrons pré-gerados no algoritmo MC do Accuray Precision 5A-6

Modificação na interação inelástica de alta energia 5A-6

Escalamento da distância do passo 5A-6

Modificação do ângulo de dispersão 5A-6

Validação do algoritmo de transporte de elétrons MC do Accuray Precision 5A-7

Modificação de interação inelástica de alta energia (tecido mole, pulmão e osso) 5A-7

Escalamento da distância do passo em tecido mole e pulmão 5A-7

Escalamento de distância do passo no osso 5A-8

Modificação no ângulo de dispersão em tecido mole, pulmão e osso 5A-9

Aplicação dessas modificações a materiais não biológicos 5A-18

Resumo 5A-19

Referências 5A-20

Apêndice 5B: Resultados do cálculo da dose para tratamentos CyberKnife típicos 5B-1

Introdução 5B-1

Objeto simulador homogêneo com feixe único 5B-2

Um Caso Intracraniano: Vestibular Schwannoma..... 5B-5

Plano de tratamento para o pulmão 5B-8

Glossário G-1

Acrônimos e abreviações G-1

Definições..... G-2

Conformidade C-1

Classificação C-1

Conformidade com os Padrões..... C-1

Etiquetas do Sistema C-4

Índice I-1

Capítulo 1: Visão Geral do Sistema de Aplicação do Tratamento CyberKnife

Introdução

Este capítulo descreve os subsistemas e componentes do Sistema de Aplicação de Tratamento CyberKnife. Aborda os seguintes tópicos:

- “Locais dos equipamentos” na página 1-2
- “Componentes do equipamento” na página 1-5
- “Modos de alimentação e interrupções” na página 1-28
- “Administração do sistema” na página 1-30

NOTA: As informações sobre o equipamento neste capítulo podem não corresponder exatamente à instalação de seu Sistema CyberKnife específico. Todas as figuras descrevem equipamentos de amostragem.

O conjunto de tratamento é constituído da sala de tratamento, da sala de equipamentos, da sala de controle e da área de planejamento.

Locais dos equipamentos

Esta seção fornece os locais e exemplo de apresentação dos subsistemas e componentes do equipamento do Sistema de Aplicação de Tratamento CyberKnife. A Figura 1 mostra o equipamento da sala de tratamento.

O equipamento do Sistema CyberKnife está localizado nas seguintes salas: Sala de Tratamento, Sala de Equipamentos, Sala de Controle, Área de Planejamento (Dosimetria ou Gabinete).

NOTA: As fotos e desenhos do equipamento neste capítulo podem não corresponder exatamente à instalação de seu Sistema CyberKnife específico.

Figura 1 Exemplo do equipamento do Sistema CyberKnife na sala de tratamento, sala de controle e sala de equipamentos

NOTA: As fotos e desenhos do equipamento neste capítulo podem não corresponder exatamente à instalação de seu Sistema CyberKnife específico.

Sala de tratamento

A sala de tratamento contém o robô de tratamento (também chamado de manipulador de tratamento), o LINAC, o sistema de posicionamento do paciente e o Sistema de Localização de Alvo (TLS).

Os números listados abaixo correspondem aos números na Figura 1.

1. Robô de tratamento. O robô está localizado na cabeceira da mesa.
2. Teach Pendant do robô de tratamento. O Sistema de posicionamento do paciente RoboCouch® opcional acompanha um controlador manual separado.
3. Sistema de posicionamento do paciente (mesa de tratamento padrão ou Sistema Sistema RoboCouch opcional, com um Controlador Manual montado na parede ou um Controlador Manual montado na mesa.
4. Sistema de Localização de Alvo (TLS). Isto inclui as fontes de raios X, os detectores de raios X e os painéis de solo para raios X.

   NOTA: As fontes de alimentação de geração de raios X podem nem sempre estar localizadas na sala de tratamento.

5. Acelerador linear (LINAC) Este é fixado ao robô de tratamento.

A sala de tratamento também contém o Alterador do Colimador Robótico do Xchange® que abriga os colimadores. O Sistema Xchange está localizado na cabeceira da mesa.

Sala de controle

A sala de controle contém os seguintes equipamentos:

- O painel de controle do operador, que inclui um botão E-Stop (Parada de emergência). É usado para ligar e desligar a alta tensão. Além disso, fornece um botão de parada de emergência.
- Monitor(es) dual para computador. Estes monitores são usados para configurar e administrar os planos de tratamento. Eles também podem ser usados para validar e testar o equipamento.
- Impressora do sistema. É usada para imprimir os dados necessários para a verificação dos resultados ao longo do processo de tratamento.
- Monitores do circuito fechado de TV (CFTV) (fornecido pelo consumidor). São usados para monitorar o paciente.

Sala de equipamentos

A sala de equipamentos é destinada a abrigar a maior parte dos equipamentos de suporte necessários para planejamento e tratamento. Os números listados abaixo correspondem aos números na Figura 1.

6. PDU (unidade de distribuição de energia)
7. Chassi de controle de parada de emergência (ESCC)
8. Modulador (MOD) e Chassi de controle do modulador (MCC)
9. Resfriador
10. Controlador do manipulador de tratamento
11. Chassi de controle do sistema de localização de alvo (TLSCC)
12. Chassi de Controle da Interface (IFCC)
13. Computador de administração do tratamento

- Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony® (Opcional)

  NOTA: O Sistema Synchrony referido como MTS no software Sistema de Aplicação de Tratamento e nos programas de computador que são executados no computador Sistema Synchrony são identificados como MTS.

- Rack mecânico
- Rack do computador
- Sistema RoboCouch controlador
- servidor de dados do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*

  NOTA: Se a sua rede consistir de múltiplos Sistema CyberKnife, um único servidor de dados estará localizado em um local.

- Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS)

Área de planejamento (Dosimetria ou escritório dos funcionários)

A área de planejamento contém o seguinte software do sistema CyberKnife:

- Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision*
- Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* aplicativos administrativos. Esses aplicativos são usados para executar várias funções e estão instalados em todas as estações de trabalho do Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision*.

Componentes do equipamento

Esta seção descreve os componentes do equipamento do Sistema CyberKnife nos seguintes locais:

- “Sala de tratamento” na página 1-5
- “Sala de equipamentos” na página 1-12
- “Sala de controle” na página 1-26
- “Área de planejamento” na página 1-27

Sala de tratamento

Os seguintes equipamentos da sala de tratamento são descritos a seguir:

- “Robô de tratamento e Teach Pendant” na página 1-5
- “Sistema de Posicionamento do Paciente” na página 1-7
- “Sistema de localização de alvo (TLS)” na página 1-7
- “Acelerador linear (LINAC)” na página 1-9
- “Colimador de Abertura Variável da Iris (Opção)” na página 1-11
- “Alterador de Colimador Robótico do Xchange (Opcional)” na página 1-11
- “Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony (Opcional)” na página 1-12

Robô de tratamento e Teach Pendant

Um manipulador de tratamento de 6 eixos é usado para posicionar e indicar o LINAC para tratamento do paciente. O manipulador de tratamento fornece o seguinte:

- Distância entre fonte e eixo (SAD) de 650 a 1.000 mm com até 1.200 posições de tratamento por tamanho de campo.
- Repetição do manipulador de tratamento:

  KUKA 210: 0,20 mm
  KUKA 240: 0,12 mm
- Envelope operacional de 13 pés (4,0 m) x 16 pés (4,9 m).

O manipulador de tratamento do Controlador Manual é um computador portátil que pode ser usado para operar o manipulador de tratamento manualmente.

ATENÇÃO: Não remova o Teach Pendant do manipulador de tratamento da Sala de Tratamento durante a administração do tratamento. O Teach Pendant só deve ser usado na Sala de Tratamento para monitorar com segurança a operação do manipulador de tratamento.

Programa de detecção de proximidade

O software Sistema CyberKnife inclui um Programa de Detecção de Proximidade (PDP) e um Programa de Detecção de Proximidade Complementar (SPDP) que minimiza o risco de colisão com o paciente e componentes do CyberKnife na sala de tratamento.

O PDP usa arquivos de geometria da sala de tratamento e dados de posição do robô de tratamento em tempo real para evitar que o robô colida com o paciente ou outro objeto conhecido durante a aplicação do tratamento. O software PDP fica inativo quando o movimento do robô é controlado manualmente usando o Teach Pendant.

O programa de detecção de proximidade complementar (SPDP) fica ativo fora do tratamento quando o robô é controlado manualmente usando o Teach Pendant ou quando o RoboCouch é controlado usando o controlador manual do RoboCouch (Para mais informações sobre o Programa de Detecção de Proximidade e o Programa de Proximidade Complementar consulte o *Manual de aplicação do tratamento*).

ATENÇÃO: Mantenha pelo menos 3 pés (1 m) de distância do robô de tratamento quando estiver operando-o manualmente. Ao movimentar o robô de tratamento, concentre-se nele em vez de olhar para o Teach Pendant.

O Controlador Manual pode executar um programa por vez. Se um programa estiver sendo executado e você deseja executar um programa diferente, pressione a tecla **Deselect** (Desmarcar). O Teach Pendant para de executar o programa em andamento e ativa a tecla **Select** (Selecionar). Use a tecla **Select** (Selecionar) para executar o próximo programa.

AVISO: Não pressione o botão Enter (botão amarelo) quando um programa estiver sendo executado. Pode resultar em dano aos arquivos de programa Sistema CyberKnife.

Para mais informações sobre a operação do robô de tratamento usando manualmente o Teach Pendant e para informações sobre o Programa de Detecção de Proximidade e o Programa de Detecção de Proximidade Complementar, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Sistema de Posicionamento do Paciente

O sistema de posicionamento do paciente inclui a mesa de tratamento e é usado para posicionar o paciente para tratamento. Sua configuração pode incluir a mesa de tratamento padrão ou o Sistema de Posicionamento do Paciente RoboCouch opcional.

- A mesa de tratamento usa a tecnologia de posicionamento automático do paciente.
- A capacidade máxima da mesa de tratamento padrão é de 350 lb (159 kg). A capacidade máxima do Sistema RoboCouch é 500 lb (227 kg).
- A mesa de tratamento padrão tem controle motorizado com 5 graus de liberdade: 3 translações (Inferior/Superior, Anterior/Posterior e Direita/Esquerda) e 2 rotações (rotação ao redor do eixo x e rotação ao redor do eixo y). Com a mesa de tratamento padrão, a rotação é ajustada manualmente.

  A Mesa de tratamento padrão inclui uma tampa da mesa, placa da base da cabeça, Controlador manual da mesa e Unidade de exibição de leitura.
- O Sistema RoboCouch opcional fornece 6 graus de liberdade. O Sistema RoboCouch está disponível em duas configurações: a configuração de Tampo de mesa plano do RoboCouch e a configuração de carga sentada do RoboCouch. Inclui um controle manual do RoboCouch.

  NOTA: O controle manual do RoboCouch é somente para uso pelo Atendimento de campo Accuray.
- Os kits de sobreposição de Tomografia computadorizada (CT) (CT indexada Med-Tec™ e a placa base da cabeça) são usados nos scanners de CT usados para preparar conjuntos de dados de imagens para o Sistema CyberKnife. Os kits podem ser adquiridos da Accuray.

Para obter mais informações sobre a mesa de tratamento padrão e o Sistema RoboCouch, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Sistema de localização de alvo (TLS)

O Sistema de Localização de Alvo (TLS) inclui fontes de raios X, geradores de raios-X e detectores de imagem de raios-X. Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Fontes de raios X” na página 1-8
- “Geradores de raios X” na página 1-8
- “Detectores de imagem de raios X” na página 1-9

O sistema de geração de imagem dual possui diversas outras características:

- A mesa do paciente intercepta o caminho dos feixes de raios X de formação da imagem entre o paciente e os detectores de imagem. A atenuação equivalente a alumínio máxima do tampo da mesa é 1,1 mm.
- O campo de radiação simétrico máximo tem aproximadamente 24 x 17 cm no isocentro de tratamento.

Fontes de raios X

As fontes de raios X são fixadas ao teto de cada lado da mesa de tratamento e são providas de 2,5 mm de filtração de equivalente a alumínio (consulte a Figura 2).

Figura 2 Fonte de raios X

Geradores de raios X

Os geradores de raios X, também chamados de Gerador de alta frequência (HF), fornecem alimentação de alta voltagem para as fontes de raios X. O Sistema CyberKnife inclui geradores compactos:

- Geradores de raios X 50,0 kW: 40–150 kV, 10–640 mA, 40–500 ms.
- Potência elétrica nominal: 50 kW, 100 kV, 500 mA, 100 ms.

Especificações do gerador de raios X compactos:

- Potência nominal de potência constante (kW): 50,0
- Faixa kVp radiográfica: 40–150
- Resolution (Resolução): 1 kVp
- Faixa de mA e estações: 10, 12, 16, 20, 25, 32, 40, 50, 64, 80, 100, 126, 160, 200, 250, 320, 400, 500, 640
- Saída de Potência:
  - 640mA a 78kVp
  - 500mA a 100kVp
  - 400mA a 125kVp
  - 320mA a 150kVp

Os geradores compactos podem estar localizados na sala de tratamento ou na sala de equipamento.

Detectores de imagem de raios X

Detectores de imagem de raios X amorfos e planos montados no chão, medindo 1.024 x 1.024 pixels, são usados com as fontes de raios X para posicionar corretamente o paciente para o tratamento.

Figura 3 Detectores de imagem planos montados no chão

Acelerador linear (LINAC)

O acelerador linear (LINAC) é montado no final do robô de tratamento e administra radiação ao paciente.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Recursos do LINAC” na página 1-10
- “Sistema de dosimetria” na página 1-10

ATENÇÃO: Para TODAS Sistema CyberKnife as instalações, quando o Sistema CyberKnife é controlado manualmente, o feixe de radiação do LINAC pode ser apontado para quase todas as direções, incluindo os locais fora da blindagem primária.

- **É responsabilidade do operador atentar para o local para onde o feixe de radiação do LINAC está apontado durante toda a duração da operação manual.**
- **Esteja familiarizado com a sequência de operações exigidas para iniciar e finalizar o feixe de radiação (Feixe LIGADO e DESLIGADO).**
- **Mantenha contato visual com o Sistema CyberKnife durante toda a operação.**
- **Mantenha o controle do acesso à sala de tratamento.**
- **Inicie o feixe de radiação (Feixe LIGADO) somente quando ele estiver direcionado para um local e durante o tempo que você determinou como seguros.**

O não cumprimento das orientações acima pode resultar em acidentes pessoais ou morte.

Recursos do LINAC

O LINAC é fixado à extremidade do robô de tratamento e aplica o tratamento de radiação ao paciente (consulte a Figura 4). O LINAC fornece o seguinte:

- LINAC nominal 6 MV compacto na taxa da dose fixa do LINAC de 400, 600, 800 ou acelerador de banda de 1.000 MU/min, 9,3 GHz X.
- Dose de profundidade de 60 ± 2% para feixe colimador fixo de 40 mm, à Distância da fonte para a superfície (SSD) de 800 mm e profundidade de 100 mm (Dmax = 15 ± 2 mm).
- <2% de assimetria.
- <0,1% de vazamento a 1 m do percurso do feixe do elétron.
- 12 colimadores fixos secundários estão incluídos com os tamanhos de abertura 5, 7,5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 e 60 mm.
- Opcional Iris™ Variable Aperture Collimator (consulte “Colimador de Abertura Variável da Iris (Opção)” na página 1-11).
- O intertravamento de segurança do sensor de detecção de contato envolve o compartimento do colimador.

Figura 4 Acelerador linear (LINAC)

Sistema de dosimetria

As normas de segurança internacionalmente reconhecidas do LINAC requerem métodos de interrupção do feixe de radiação. Esses métodos incluem sistemas primários/secundários de monitoramento de dose, temporizadores de backup e limites de taxa de dose. Os produtos CyberKnife da Accuray estão em conformidade com estes requisitos e tem resultados de testes submetidos para cada método de interrupção aos órgãos regulatórios apropriados em cada país de uso. Entretanto, devido a características de segurança embutidas no sistema, não é possível ao usuário final testar estes requisitos sem a assistência do suporte técnico da Accuray. Se um local precisar testar algum destes métodos de backup, entre em contato com o Suporte da Accuray para assistência.

Colimador de Abertura Variável da Iris (Opção)

O Iris Variable Aperture Collimator é um colimador secundário cuja abertura é ajustável sob o controle do computador. Usando os segmentos de tungstênio para ajustar rapidamente a abertura, o Colimador Iris pode oferecer feixes de vários tamanhos de cada posição do LINAC.

O Colimador Iris fornece nominalmente as mesmas 12 aberturas dos colimadores fixos (em milímetros): 5, 7,5, 10, 12,5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 60. Ele contém 2 bancos hexagonais empilhados de segmentos de tungstênio que, juntos, produzem uma abertura de 12 lados (um dodecágono regular). Cada banco de segmentos de tungstênio tem uma altura de 6 cm. A reprodutibilidade do tamanho do campo Iris deve ser inferior ou igual a 0,2 mm.

O Colimador Iris é montado na cabeça do LINAC. Requer o Alterador do Colimador Robótico do Xchange (consulte “Alterador de Colimador Robótico do Xchange (Opcional)” na página 1-11).

O Colimador Iris inclui os seguintes acessórios:

- A flange de acessórios (gaiola) para uso com o Colimador Iris e colimadores fixos.
- Ferramenta indicado frontal para uso com ambos o Colimador Iris e colimadores fixos.
- A montagem do diodo de gaiola para uso com ambos o Colimador Iris e colimadores fixos.
- Colimador com apontador a laser.

Para obter mais informações sobre esses acessórios do Colimador Iris, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”. Para mais informações sobre a operação do Colimador Iris, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Alterador de Colimador Robótico do Xchange (Opcional)

O Alterador do Colimador Robótico do Xchange é um sistema para armazenar colimadores antes e durante o tratamento. O Sistema Xchange é compatível com os colimadores fixos intercambiáveis padrão e o Colimador Iris.

É necessário que o Sistema Xchange instale e desinstale o Colimador Iris. Se um colimador fixo conectado já estiver presente na cabeça do LINAC, o Sistema Xchange desinstalará automaticamente e removerá o compartimento secundário, antes de instalar o Colimador Iris.

O Sistema Xchange inclui os seguintes componentes:

- Mesa do colimador do Xchange (Modelo A ou B).
- Isoposts de calibração do Xchange para calibrar o Sistema Xchange.
- 12 colimadores secundários fixos.
- Porca de retenção para prender um colimador fixo na cabeça do LINAC.
- Colimador Iris opcional.

A mesa do colimador do Xchange está disponível em 2 modelos, dependendo se seu Sistema CyberKnife inclui apenas os colimadores fixos intercambiáveis ou os colimadores fixos e o Colimador Iris.

Para mais informações sobre o Sistema Xchange, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony (Opcional)

A opção Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony, também chamado de Sistema de Rastreamento de Movimento (MTS) é usado para monitorar a respiração do paciente e ajustar o tratamento da radiação para combinar o movimento do paciente devido à respiração.

O Sistema Synchrony inclui um sistema de câmera que consiste na Matriz da Câmera do Synchrony, no controlador de câmera Flashpoint (consulte a Figura 19 na página 1-26) e no módulo de interface Synchrony. Na Sala de tratamento a Matriz da câmara do Synchrony é montada no teto próxima do pé da mesa de tratamento e usada para rastrear os Marcadores de rastreamento do Synchrony.

Para obter informações sobre o Sistema Synchrony, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Sala de equipamentos

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “PDU (Unidade de Distribuição de Energia)” na página 1-13
- “Moduladores (MOD e MCC)” na página 1-15
- “Chassi de Controle da Interface (IFCC)” na página 1-16
- “Controlador do Robô de Tratamento” na página 1-17
- “Modulo de Interface Dose-IFCC (DIIF)” na página 1-16
- “Rack mecânico” na página 1-17
- “Rack do computador” na página 1-21

A Sala de equipamentos está localizada adjacente às paredes blindadas da Sala de tratamento. O rack mecânico e o rack do computador estão localizados na Sala de equipamentos. O equipamento inclui a fonte de alimentação da instalação para a PDU, o ESCC, o computador de aplicação de tratamento, o computador TLS e o controlador do robô de tratamento.

A sala de equipamentos é refrigerada com uma unidade de ar-condicionado fornecida pelo cliente. É necessário um telefone na Sala de equipamentos.

PDU (Unidade de Distribuição de Energia)

A PDU fornece alimentação para todos os componentes do Sistema CyberKnife. O cliente fornece a entrada de alimentação para a PDU. Dependendo de sua configuração, seu Sistema CyberKnife pode ter um dos dois tipos de PDU mostrados na Figura 5 e Figura 6.

Sistema CyberKnife as classificações elétricas são como se segue:

- Trifásico, 50/60 Hz, 11,5 kVA
- 200–240 VAC, 30 A
- 380–480 VAC, 16 A

(Nem todas as tensões de entrada estão disponíveis em todos os modelos.)

Figura 5 Tipo Northlake PDU

Figura 6 Tipo Teal PDU

Moduladores (MOD e MCC)

A Figura 7 mostra o Modulador (MOD) e o Chassi do Controle do Modulador (MMC). O Modulador (MOD) fornece um pulso para magnétron para que ele possa produzir energia RF (Frequência de rádio). O Chassi de controle do modulador (MCC) contém o modulador e os circuitos do controle do LINAC, bem como os circuitos de falha e um cartão de interface permitindo o controle pelo Sistema CyberKnife. O MCC exibe o seguinte:

- Taxa de dose
- Correntes de direcionamento do feixe
- Posição de regulagem do magnétron
- Diversas falhas

O MCC também contém o contador de dose de reserva, o IFCC (consulte “Chassi de Controle da Interface (IFCC)” na página 1-16) e o Módulo de interface Dose-IFCC (DIIF) (consulte “Modulo de Interface Dose-IFCC (DIIF)” na página 1-16).

Figura 7 MOD (parte interior) e MCC (parte superior)

Chassi de Controle da Interface (IFCC)

O IFCC está localizado no MCC (consulte a Figura 7). O IFCC é um computador que funciona como uma interface entre o computador de aplicação de tratamento Sistema CyberKnife e outros componentes, incluindo o LINAC e o robô. O IFCC executa as seguintes funções:

- Controla a maioria do processamento dos sinais de dosimetria e gera uma série de sinais de falha.
- Fornece status e exibe informações, como monitoramento dos potenciômetros sensores para o colimador.

Modulo de Interface Dose-IFCC (DIIF)

Se a sua configuração incluir uma câmara de ionização lacrada, um Módulo de interface Dose-IFCC (DIIF) também é incluída (consulte a Figura 8). O DIIF está localizado no MCC (consulte a Figura 7). O DIIF fornece uma interface que integra os sistemas eletrônicos da câmara de ionização lacrada do LINAC com o IFCC, MCC e os componentes eletrônicos de balcão de dose de reserva.

Figura 8 Modulo de Interface Dose-IFCC (DIIF)

Controlador do Robô de Tratamento

O controlador do robô de tratamento dirige o posicionamento do robô de tratamento (consulte a Figura 9). A reprodutibilidade é ± 0,2 mm.

Figura 9 Controlador do robô de tratamento

NOTA: Se a sua configuração incluir o Sistema RoboCouch opcional, um segundo controlador do manipulador (o controlador RoboCouch) está instalado.

Rack mecânico

O rack mecânico contém os seguintes componentes (consulte a Figura 10):

- “Resfriador” na página 1-19
- “Indicador de fluxo de água e pressão SF6” na página 1-19
- “Compressor para compartimentos do Colimador Iris e fixo” na página 1-20
- “Unidade do Controle de Temperatura Ativo (ATC) para Colimador Iris” na página 1-20

Figura 10 Rack mecânico

Resfriador

O resfriador é um sistema de loop fechado (água destilada) que resfria o LINAC (consulte a Figura 11). O resfriados está localizado no rack mecânico. O resfriador é independente e não precisa de qualquer suprimento de água externo. Todo calor é dissipado na Sala de equipamentos.

Figura 11 Resfriador

Indicador de fluxo de água e pressão SF6

O indicador de fluxo de água e pressão SF6 está localizado no rack mecânico (Figura 12).

Figura 12 Indicador de fluxo de água e pressão SF6

Compressor para compartimentos do Colimador Iris e fixo

O compressor é incluído com os sistemas do colimador fixo o Colimador Iris (consulte a Figura 13). O compressor é usado para fornecer pressão de ar para a troca pneumática dos compartimentos do colimador.

Figura 13 Compressor para compartimentos do Colimador Iris e colimador fixo

Unidade do Controle de Temperatura Ativo (ATC) para Colimador Iris

A unidade de Controle de temperatura ativo (ATC) está incluído com o Colimador Iris opcional (consulte a Figura 14). A temperatura de operação para o sistema de sensores Iris é 30°C. A temperatura de operação para a parte eletrônica do Colimador Iris é 48°C. Para mais informações sobre o Controle de Temperatura Ativo para o Colimador Iris, consulte o capítulo 2 “Comissionamento”.

Figura 14 Unidade ATC para Colimador Iris opcional

Rack do computador

NOTA: Dependendo da versão do hardware e do número de Sistema CyberKnife no local, a configuração do(s) rack(s) do computador pode não corresponder à configuração abaixo.

Um único Sistema CyberKnife inclui um único rack de computador contendo os seguintes componentes (consulte a Tabela 1):

- “Chave de rede e firewall da rede” na página 1-23
- “Computador TLS” na página 1-23
- “Controlador de Gateway” na página 1-23
- “Chassi de controle do sistema de localização de alvo (TLSCC)” na página 1-24
- “Teclado, monitor e chave KVM” na página 1-24
- “Chassi de controle de parada de emergência (ESCC)” na página 1-25
- “Computador de administração do tratamento” na página 1-26
- “Controlador Synchrony Flashpoint” na página 1-26
- “Servidor de Dados iDMS” na página 1-26
- “Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS)” na página 1-26

NOTA: Os computadores relacionados à aplicação do tratamento baseados em Windows, incluindo o computador do Sistema de Localização de Alvo (TLS) e o servidor de dados do *iDMS*, rodam o software whitelisting SE46.

Tabela 1 Rack do computador

1	**Rede principal e Firewalls e chaves do Sistema de Aplicação de Tratamento (TDS)**
2	**Unidade do controlador de temperatura ativo (ATC) para o colimador Iris**
3	**Chassi de controle do sistema de localização de alvo (TLSCC)**
4	**Chave KVM**
5	**Controlador Synchrony Flashpoint**
6	**Sistema de Localização de Alvo do Computador de Aplicação de Tratamento (UCC)**
7	**Teclado e monitor**
8	**ESCC (Chassi de controle de E-Stop (Parada de emergência))**
9	**Computador do Sistema de Localização de Alvo (TLS)**
10	**Computador Gateway**
11	**Servidor *iDMS***
12	**Fonte de Alimentação Ininterrupta**

Chave de rede e firewall da rede

Um único Sistema CyberKnife inclui dois pares de chaves e firewalls de rede (consulte a Tabela 1 na página 1-22):

- Uma chave e firewall da rede do Sistema de Aplicação de Tratamento (TDS).
- Uma chave e firewall da Rede Principal.

Os pares de chave de rede e firewall (consulte a Figura 15) são usados para gerenciar o acesso à rede e proteger os dados dos pacientes que circulam pela rede. Essas unidades geralmente situam-se no topo do rack. Para obter mais informações sobre essas redes, consulte “Ambiente de Rede do Sistema CyberKnife” na página 1-30.

Figura 15 Unidades de chave de rede e de firewall no rack do computador

Computador TLS

O computador TLS (também chamado de Sistema de geração de imagens) é principalmente usado para controlar o TLS e a interface entre TLS e o computador de liberação do tratamento. O computador TLS está localizado no rack do computador (consulte a Tabela 1).

Controlador de Gateway

O computador Gateway (consulte a Figura 16) é usado para transferir arquivos de log e arquivos de dados do Sistema CyberKnife para o Accuray através da rede.

Figura 16 Computador Gateway

Chassi de controle do sistema de localização de alvo (TLSCC)

O Target Locating System Control Chassis (Chassi de controle de localização do alvo) TLSCC fornece uma interface entre o computador do TLS e o sistema de imagens de raios-X (consulte a Figura 17). O TLSCC está localizado no rack do computador (consulte a Tabela 1).

Figura 17 Chassi de controle do sistema de localização de alvo (TLSCC)

Teclado, monitor e chave KVM

O rack do computador inclui um teclado, um monitor dobrável e uma chave KVM (consulte a Tabela 1). A Chave KVM permite que você alterne entre o computador TLS, servidor de dados *iDMS* e computadores KUKA no monitor.

Chassi de controle de parada de emergência (ESCC)

O computador ESCC está localizado no rack do computador (consulte a Tabela 1). O ESCC executa uma ampla variedade de funções de hardware e também funções como ponto central para os sinais de E-Stop (parada de emergência) (consulte a Figura 18):

- Detecta a entrada da E-Stop (interruptores de parede e outras fontes).
- Indica o intertravamento de hardware para condição não segura detectada.
- Controle de circuito do prédio.
- Luz de aviso de raio X ligado/desligado.
- Intertravamento da porta da Sala de tratamento.
- O **SERVICE MODE** (Modo Serviço) está selecionado com um interruptor.

ATENÇÃO: Não aplique tratamento usando SERVICE MODE (Modo Serviço). O SERVICE MODE (Modo Serviço) ignora alguns recursos de segurança. Usar o SERVICE MODE (Modo Serviço) durante a administração do tratamento pode produzir condições de perigo que podem resultar em acidentes pessoais ou morte para o usuário ou paciente.

O usuário deve usar o SERVICE MODE (MODO SERVIÇO) ao executar uma verificação do circuito de E-Stop (Parada de Emergência) depois de uma interrupção de energia (consulte *Manual de aplicação do tratamento*). Caso contrário, somente o Atendimento de Campo da Accuray deve usar o SERVICE MODE (Modo Serviço).

Figura 18 Chassi de controle de parada de emergência (ESCC)

Computador de administração do tratamento

O computador de aplicação de tratamento está localizado no rack do computador (consulte a Tabela 1).

Controlador Synchrony Flashpoint

O controlador de câmera Synchrony Flashpoint (consulte a Figura 19) controla a Matriz da Câmera do Synchrony. Um botão de redefinição está localizado atrás do painel frontal no chassi do Flashpoint.

Figura 19 Controlador Synchrony Flashpoint

Servidor de Dados *iDMS*

O servidor de dados Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* está localizado no rack do computador (consulte a Tabela 1).

Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS)

A Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS) está localizada no rack do computador (consulte a Tabela 1). Ela fornece energia para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*, os componentes de rede e o computador de aplicação de tratamento por até 5 minutos.

Sala de controle

O equipamento a seguir está localizado na Sala de controle:

- Monitor, mouse e teclado do computador de liberação do tratamento.
- Painel de controle do operador.
- Botões Parada de Emergência (E-Stop) e (Desligamento de Emergência) EPO.
- Sistema de circuito fechado de TV (CCTV). Os monitores de TV devem ter funções de zoom e panoramização em cada câmara CCTV e uma tela grande o suficiente para visualizar facilmente todas as 4 exibições de uma vez.
- Impressora do sistema.
- Sistema de interfone com Sala de tratamento.
- Computador com acesso à internet e ao hospital para funções de faturamento, programação e e-mail.
- Telefones. Deve estar operacional antes do suporte físico Accuray no local conseguir providenciar o treinamento ou o suporte de comissionamento.

Área de planejamento

O *Accuray Precision* System está localizado na Área de planejamento (Pessoal de Dosimetria ou funcionários).

Os aplicativos administrativos do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* são instalados em todas as estações de trabalho do *Accuray Precision* System.

ATENÇÃO: Distrações durante o planejamento do tratamento podem resultar em erros. Para minimizar distrações, mantenha a Área de planejamento, Sala de controle e local do *Accuray Precision* System separados.

Modos de alimentação e interrupções

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Energia local” na página 1-28
- “Ligação Após Interrupção de Energia” na página 1-28
- “Exibição do contador de dose de backup” na página 1-29
- “Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS)” na página 1-29

Energia local

Energia para o robô de tratamento e Sistema RoboCouch podem ser controlados manualmente por meio dos interruptores de energia local na PDU (consulte “PDU (Unidade de Distribuição de Energia)” na página 1-13).

Para ligar a energia sem usar o software, mude os interruptores de energia local para o modo “Local”. Isso pode levar alguns minutos. Para uma descrição da interação com o modo local com a alimentação do software Sistema CyberKnife consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

AVISO: Não tente mudar o estado de energia do robô ou do Sistema RoboCouch enquanto ele estiver sendo ligado ou desligado. Se isso for feito, poderá causar uma perda do processo de controle resultando em uma visita ao local do atendimento ao cliente Accuray.

Ligação Após Interrupção de Energia

Se ocorrer uma interrupção de energia ou outro evento perturbador, o Sistema CyberKnife precisará ser tomado de um estado de encerramento, típico de como o sistema seria deixado depois de uma interrupção de energia, para uma condição ligada onde esteja pronta para executar um tratamento ou ser operado no modo **Physics** (Físico).

Para mais informações sobre a garantia de que todos os subsistemas e computadores estejam em condição adequada para o acionamento e que a comunicação entre os vários subsistemas esteja funcionando corretamente, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Exibição do contador de dose de backup

O contador de dose de reserva está localizado no MCC (consulte “Moduladores (MOD e MCC)” na página 1-15).

Se ocorrer um encerramento esperado ou inesperado do feixe de radiação, o contador de dose de reserva exibe a quantia de radiação aplicada para o feixe. A exibição é automaticamente redefinida como zero imediatamente antes do próximo feixe.

O número ou contagens exibidas no contador de dose de reserva é diferente do número das unidades monitoras (MU) exibido na tela Liberação do tratamento no computador de liberação do tratamento. Você pode converter o valor exibido no contador de dose de reserva para uma leitura de dose calibrada na unidades do monitor. A leitura de dose calibrada pode, então, ser usada para calcular a dose absorvida aplicada.

▶ **Para converter o valor do contador de dose de reserva para as unidades do monitor calibradas:**

1. No computador de aplicação de tratamento, pressione as teclas de função **SHIFT+ALT+F10** para abrir um shell de comando.
2. No prompt de comando, insira o seguinte comando:

   ```
   > cat /accuray/datafiles/site_df/linac/calibration_history.dat
   ```

3. No arquivo `calibration_history.dat`, olhe para a última linha do texto com data e hora. Observe o valor do último número na linha. Este número é o Fator do contador de reserva.
4. Multiplique o valor exibido no contador de dose de reserva pelo valor do fator do contador de reserva. O valor resultante é o número de unidades do monitor calibradas no Canal B que foram aplicadas para o feixe ininterrupto.

Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS)

A Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS) fornece alimentação de backup ao computador de aplicação de tratamento e ao servidor de dados do Sistema CyberKnife por 5 minutos. A UPS está localizada na Sala de Equipamentos.

Para obter informações sobre a UPS, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Administração do sistema

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Ambiente de Rede do Sistema CyberKnife” na página 1-30
- “Sistema de Arquivos CyberKnife, Edição de Arquivos e Segurança” na página 1-31

Para obter informações sobre as tarefas de administração do sistema a seguir, consulte *Manual de aplicação do tratamento*:

- Obtenção de capturas de Tela
- Transferindo arquivos do sistema para Accuray
- As tarefas do computador de liberação do tratamento, incluindo:
  - Para fazer login nos aplicativos de serviço
  - Para reiniciar o software Treatment Delivery System
  - Para reinicializar o computador de liberação do tratamento
  - Para desligar o computador de liberação do tratamento para manutenção do computador.

Ambiente de Rede do Sistema CyberKnife

O ambiente de rede do Sistema CyberKnife consiste em duas redes: a Rede do Sistema de Aplicação de Tratamento (TDS) e a Rede Principal. Cada rede tem seu próprio firewall. O firewall da Rede do TDS e o firewall da Rede Principal isolam os computadores do sistema de todo o tráfego não necessário para a operação do Sistema CyberKnife. As regras do firewall permitem que o tráfego exigido pelo Sistema CyberKnife, incluindo a transferência DICOM, Utilidade de Transferência de Arquivo do Registro (LFTU) usados para diagnóstico remoto e o servidor de dados *iDMS*.

ATENÇÃO: Não instale no firewall aplicativos de software de terceiros não aprovados no firewall.

A Rede TDS consiste em componentes e computadores do Sistema CyberKnife, incluindo:

- Computador de administração do tratamento
- Sistema de localização de alvo (TLS)
- Chassi de controle de parada de emergência (ESCC)
- PDU (unidade de distribuição de energia)
- Sistema Xchange (opcional)
- Dispositivos do Sistema do Colimador Secundário

- Controlador do robô de tratamento
- Sistema de posicionamento do paciente
- Chassi de Controle da Interface (IFCC)

A chave e o firewall da Rede de TDS controlam o tráfego entre os dispositivos na rede local do Sistema CyberKnife e entre a rede local do Sistema CyberKnife e a Rede Principal.

A Rede Principal normalmente consiste nos seguintes componentes:

- Computador Gateway
- Servidor de dados *iDMS*
- Impressora do sistema

A chave e o firewall da Rede Principal controlam o tráfego entre a Rede Principal e a rede do local do cliente. Eles também controlam o tráfego entre os sistemas de aplicação nos dispositivos da Rede do TDS e da Rede Principal, como o servidor de dados *iDMS* e o computador Gateway.

NOTA: Se você tiver um único Sistema CyberKnife, os computadores da Rede do TDS e os da Rede Principal e os componentes de rede estarão contidos em um único rack de computador. Se você tiver sistemas Accuray adicionais na rede do local, poderá ter vários racks de computador com configurações diferentes.

Fora do firewall

O software de suporte e as estações de trabalho, como a estação de trabalho do *Accuray Precision* System, podem ser posicionados fora do firewall. Esses sistemas se comunicam com o servidor de dados *iDMS* para recuperar, modificar e salvar os planos de tratamento. Eles devem estar conectados à rede hospitalar. Eles devem também poder acessar o firewall da Rede Principal através da rede hospitalar.

Sistema de Arquivos CyberKnife, Edição de Arquivos e Segurança

O Sistema CyberKnife usa um sistema de segurança de arquivos que desativa o sistema se determinados arquivos forem modificados ou apagados. Isso impede a possibilidade de erros de planejamento ou liberação do tratamento devido a mudanças inadvertidas no sistema de arquivos. Se o sistema estiver desativado dessa forma, uma mensagem Invalid System Configuration E-Stop (Parada de emergência por configuração inválida do sistema) será exibida quando você tentar iniciar o Sistema de planejamento de tratamento. Este erro é irrecuperável. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

Referências

1. Murphy MJ et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Medical Physics* 2007; 34(10):4041-4063.

Capítulo 2: Comissionamento

Introdução

Alguns aspectos do comissionamento do Sistema CyberKnife são exclusivos. Este capítulo descreve os procedimentos de comissionamento que podem não ser familiares para novos usuários do Sistema CyberKnife.

Este capítulo cobre os seguintes tópicos:

- “Sobre o comissionamento” na página 2-3
- “Equipamento para GQ e comissionamento” na página 2-5
- “Verificação de coincidência de laser e radiação” na página 2-11
- “Comissionamento de feixe” na página 2-18
- “Calibração absoluta de dose do LINAC” na página 2-121
- “Importar estudos de imagem de TC de objeto simulador” na página 2-148
- “Modelos de densidade de CT” na página 2-149
- “Verificação de precisão geométrica de CT” na página 2-153
- “Precisão do alvo de liberação de tratamento” na página 2-155
- “Teste de GQ do Cálculo de Feixe Único” na página 2-156
- “Verificação da verificação de liberação da dose” na página 2-168
- “Ajuste DeltaMan” na página 2-169
- “Recomissionamento do LINAC” na página 2-169
- “Características da dose absorvida: Informações do usuário” na página 2-170
- “Referências” na página 2-174

Os procedimentos descritos neste capítulo representam o conjunto mínimo de atividades recomendadas para comissionar o Sistema CyberKnife.

O proprietário do Sistema CyberKnife 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).

Normalmente, um físico médico qualificado realiza todo o comissionamento do Sistema CyberKnife, do LINAC e do sistema de planejamento do tratamento. O físico também mantém a documentação adequada desse comissionamento.

Para obter informações detalhadas sobre a programação de GQ, consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife*® fornecido pela Accuray.

Para obter informações sobre as ferramentas de GQ usadas para realizar os procedimentos de comissionamento descritos neste capítulo, consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.

Para obter informações adicionais sobre o Sistema CyberKnife, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

Sobre o comissionamento

O hospital ou o proprietário do equipamento é legalmente responsável pela realização do comissionamento e pelas tarefas de garantia de qualidade. Essas tarefas são realizadas pelo físico médico cliente.

As tarefas de comissionamento descritas neste manual devem ser concluídas antes do primeiro tratamento do paciente.

A Accuray pode enviar um de seus físicos à clínica para fornecer suporte físico no local. Quando cabível, as instruções para a realização de procedimentos específicos estão contidas neste capítulo.

Padrões profissionais de prática

Esta seção aborda AAPM TG-135, AAPM TG-51 e IAEA 398. Alguns documentos servem como referência principal para o comissionamento e para o programa de garantia de qualidade (GQ) em curso para os sistemas de planejamento de tratamento em terapia de radiação.

Nos EUA, o grupo de tarefa TG-135 da AAPM foi formado pelo Conselho de Ciência da Associação Americana de Físicos em Medicina. Esta publicação, *Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery,* fornece uma visão geral funcional do CyberKnife® [Ref. 1, Ref. 2].

O grupo de tarefa TG-51 da AAPM é parte do Comitê de Terapia de Radiação da Associação Americana de Físicos em Medicina. Esta publicação, chamada "*protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*", descreve um protocolo para dosimetria de radioterapia de feixe externo de referência clínica usando feixes de fótons com energias nominais entre ^{60}Co e 50 MV e feixes de elétrons com energias nominais entre 4 e 50 MeV [Ref. 3].

O IAEA TRS-398 *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: Um Código Internacional de Prática para Dosimetria com base na publicação dos Padrões de Dose Absorvida para Água* descreve os padrões primários de dose absorvida para água para feixes de fótons e nêutrons de alta energia e melhorias nos conceitos de dosimetria de radiação que oferecem a possibilidade de redução da incerteza na dosimetria dos feixes de radioterapia [Ref. 4].

Nessas publicações também se encontram as informações básicas e os procedimentos necessários para conduzir a maioria dos comissionamentos e testes de GQ recomendados.

Entre em contato com um físico do atendimento ao cliente por meio do Atendimento ao Cliente Accuray caso sejam necessárias informações adicionais ou assistência.

Revisão do programa de GQ

Medir e gravar todos os aspectos do seu Sistema CyberKnife no momento do comissionamento para criar um conjunto de valores de linha de base. Durante as atividades de GQ subsequentes, os valores de linha de base servirão como referência para comparação.

Backup de dados

Faça uma cópia de todos os dados adquiridos durante o comissionamento e armazene a cópia em local seguro.

Fornecimento de dados à Accuray

A Accuray estabelece uma conta FTP para cada site de cliente. Use essa conta para transferir arquivos grandes de dados para e do Atendimento ao Cliente Accuray. Para obter informações sobre o uso da utilidade do programa de FTP para transferir arquivos, entre em contato com o atendimento ao cliente da Accuray.

Equipamento para GQ e comissionamento

É de responsabilidade do hospital fornecer o equipamento exigido para comissionamento de feixe e para as atividades contínuas de GQ.

Sistema CyberKnife Acessórios de GQ

A Tabela 1 lista os equipamentos fornecidos pela Accuray com o Sistema CyberKnife.

Tabela 1 Equipamento fornecido pela Accuray

Equipamento	Descrição
Montagem da gaiola e do detector.	Para reter um detector de diodo ou uma câmara de ionização do tipo Baldwin-Farmer a uma distância fixa a partir da fonte de radiação. Isso inclui a gaiola de proteção e os acopladores para encaixar a gaiola ao compartimento do colimador e montar o ponteiro de distância dianteiro na gaiola. Para obter informações sobre como usar esses acessórios, um diodo ou suporte de detector também está incluído, juntamente com o hardware para fixar o suporte à base da gaiola.
Simulação de cabeça e pescoço CyberKnife com cassetes de filme Ball-cube (inclui um pacote inicial básico com inserção de filme radiocrômico).	Para testes de ponta a ponta (“End-to-end”, ou E2E). Consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.
Simulação automatizada de garantia de qualidade (AGQ) (inclui pacote inicial básico de inserções de filme radiocrômico).	Para testes de AGQ. Consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.
Suprimento inicial de filmes radiocrômicos para usar com o objeto simulador de pescoço e cabeça e objeto simulador AGQ.	Para testes de E2E e AGQ. Consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.
Software de análise de filme de teste de ponta a ponta (E2E).	Para todos os testes E2E. Fornecido pela Accuray. Consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.
Software de análise de filme de teste AGQ.	Para testes de AGQ. Fornecido pela Accuray. Consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.
Colimador com apontador a laser.	Para verificação do alinhamento do laser.

Tabela 1 Equipamento fornecido pela Accuray (continuação)

Equipamento	Descrição
Apontador de distância dianteiro.	Para medir distâncias. Consulte Figura 21 na página 2-42.
Ferramenta de GQ Synchrony para rastreamento de movimentação.	Fornecido pela opção Synchrony Respiratory Tracking System para testes E2E. Consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.
Ferramenta e software de GQ Iris.	Fornecido com o Colimador Iris. Consulte o Apêndice 3A, “Uso de ferramenta de GQ Iris”.

Equipamento de GQ do local do cliente

O equipamento listado em Tabela 2 não deve ser considerado completo e foi concebido apenas como um ponto de partida para tomadas de decisão. Para minimizar diferenças nos ambientes do local Sistema CyberKnife e modos diferentes de realizar algumas operações, os físicos médicos podem alterar os requisitos do equipamento se necessário.

Se você tiver dúvidas sobre algum equipamento específico, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para falar com um físico médico e obter mais detalhes.

Tabela 2 Equipamento de GQ do local do cliente

Equipamento	Especificação	Uso
Tanque de água	Precisão de medida de 0,1 mm capaz de intervalos de 0,2 mm, OCR no plano e de intercepção no plano bem como ângulos de 15° (exigido para o Colimador Iris), varreduras de até 80 mm fora do eixo e 300 mm de profundidade, compatível com diodo.	OCR, TPR, Fatores de rendimento
Opção TPR	Os TPR são medidos diretamente, não convertidos a partir de PDD, de modo que esta opção pode economizar tempo na coleta de dados.	TPR
Diodos estereotáxicos sem acúmulo (2X)	Entre em contato com o Suporte Físico da Accuray, pois as especificações dos diodos individuais mudam com frequência.	OCR, TPR, Fatores de rendimento
Computador	Para executar o software do tanque de água.	Tanque de água, software de análise
Câmara tipo Farmer (0,3 cc)	Recomenda-se um farmer chamber menor que 0,6 cc para que a calibração absoluta reduza os efeitos OCR.	Calibração absoluta de dose
Calibração de farmer chamber	Pode ser necessário uma cápsula de acúmulo dependendo do procedimento de calibração regional.	Calibração absoluta de dose
Barômetro digital	Calibrado.	Calibração absoluta de dose
Termômetro	Precisa ser compatível com água, calibrado com escala 0,2°C.	Calibração absoluta de dose

Tabela 2 Equipamento de GQ do local do cliente

Equipamento	Especificação	Uso
Eletrômetro	Calibrado pela câmara de ionização e a faixa de diodo usadas.	Calibração absoluta de dose, verifica a liberação da dose para o medições do fator de rendimento do objeto simulador
Calibração do eletrômetro	Calibração para cada escala usada pelo eletrômetro.	Calibração absoluta de dose, verifica a liberação da dose para o objeto simulador
Dispositivo de GQ diário	Atende os requisitos regionais de GQ.	Verificação diária de rendimento, nivelamento e simetria
Scanner de filme de plataforma	Consulte as recomendações atuais do Ashland/ ISP para varredura de filme radiocrômico. Recomenda-se calibração espacial recente do scanner a fim de oferecer resultados de filme mais precisos. As etapas para calibrar o scanner de mesa estão disponíveis no Capítulo 4, “AGQ, E2E e testes de plano de GQ”.	Análise de filme para mira de precisão e testes de GQ
Objeto simulador de placas com fiduciais	Pelo menos 200x200 mm com profundidade suficiente para fornecer difusão de ondas o suficiente na profundidade da medida. • plugues e furos para câmara de ionização e/ou inserções de filmes e/ou TLD. • dimensões precisamente conhecidas para recursos estruturais. • inomogeneidades.	Verifica a liberação pontual da dose para o objeto simulador
Pranchas de câmara de ionização de filme e microvolume	Deve ter o mesmo tamanho (largura e comprimento) que o objeto simulador de placas.	Verifica a liberação pontual da dose para o objeto simulador
Câmara de ionização de microvolume	Precisa ser compatível com a prancha acima.	Verifica a liberação pontual da dose para o objeto simulador
Software de comparação isodose	Capaz de importar medidas de filme e arquivos de dose *Accuray Precision* DICOM RT.	Análise de GQ específica de paciente

Tabela 2 Equipamento de GQ do local do cliente

Equipamento	Especificação	Uso
Contraste kV e objeto simulador de resolução	Capacidade de montar a um ângulo de 45° do piso. Software de análise muito útil, mas opcional.	Verifique o sistema de imagem
Medidor de kVP	Intervalo de 80–150 kV.	Verifique o sistema de imagem
Objeto simulador de tórax dinâmico	Presença de anatomia espinhal para rastreamento de imagem.	Verificação de imagens XLT
Haste de pulmão	Contém alvo com densidade de tecido e insertos de filme.	Verificação de tratamentos XLT
Inserto de GQ de TC 4D	Além do inserto acima, é capaz de manter filme para uma estrutura essencial que se move diferentemente do alvo no pulmão.	Verificação de planejamento de tratamento 4D
Objeto simulador de densidade de elétrons	Densidades de massa e de elétrons fornecidas pela extensão do uso clínico.	Converta as Unidades Hounsfield (HU) em valores de densidade para o Planejamento do Tratamento
Medidor de avaliação	Medidor de avaliação para cofre padrão para LINAC de 6 MV.	Avaliações de radiação

Todas as medições devem ser feitas usando-se um conjunto de 2 detectores aprovados para medições radiocirúrgicas. Os detectores de diodo menores produzem medições que correspondem às propriedades do feixe do acelerador linear (LINAC). Veja exemplos de detectores de diodo na Figura 1.

ATENÇÃO: Ao adquirir dados de aquisição de feixe importados para do Sistema CyberKnife, use um detector adequado à radiocirurgia estereotáxica. Caso contrário, a resolução espacial dos dados ficará muito grosseira, comprometendo a precisão da liberação da dose.

Figura 1 Esquerda: exemplo de diodo estereotáxico (PTW 60018). Direito: Diodo Sun Nuclear EDGE™

Teste de Diodo

Execute o seguinte teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado para coletar os dados do feixe. Se necessário, entre em contato com o Suporte de Física para obter ajuda com o cálculo da % de diferença em relação ao SAD de 1.000 mm.

▶ **Para testar a resposta do diodo, siga estas etapas:**

1. Posicione o diodo a 15 mm de profundidade. Consulte o manual do fabricante do diodo para obter informações sobre o local preciso do volume sensível do diodo.
2. Configure o LINAC para o SAD de 1.000 mm. Execute o procedimento de centralização do diodo fornecido pelo software do tanque de água ou use um método manual. Certifique-se de que o diodo esteja centralizado no feixe e observe a posição do laser no diodo.
3. Colete pelo menos três leituras, registre os resultados e calcule a leitura média ($\bar{R}$).
4. Corrija a leitura média para o efeito de quadrado inverso relativo ao SAD de 1.000 mm, usando a seguinte equação:

$$R_{corr} = \bar{R} \times \left(\frac{SAD}{1.000}\right)^2$$

5. Repita as etapas de 2 a 5 para o SAD de 900 mm, 800 mm, 700 mm e 600 mm. Verifique novamente a centralização do diodo em cada SAD antes de fazer medições. Qualquer desalinhamento pode alterar as leituras e confundir os resultados do teste.
6. Determine a diferença percentual em relação à leitura média corrigida do SAD de 1.000 mm. A diferença percentual individual aceitável recomendada deve ser inferior a 2% e a diferença percentual média inferior a 1%

Se a resposta do diodo for aceitável, pode ser usada para as medições de comissionamento. Caso contrário, o diodo deve ser substituído ou usado apenas como um sinal de referência ao fazer uma medição de perfil.

Verificação de coincidência de laser e radiação

ATENÇÃO: A verificação de coincidência de laser e radiação precisa ser realizada antes da aquisição dos dados de feixe para evitar erro sistêmico nos conjuntos de dados do feixe.

O Sistema CyberKnife usa um apontador de laser que coincide com o eixo central (CAX) do campo de radiação como uma ferramenta de GQ. O laser LINAC é refletido para fora de um espelho ajustável e alinhado com o centro mecânico dos colimadores. Em seguida, o centro do feixe de radiação é desviado para o centro mecânico dos colimadores.

Verifique o alinhamento do laser periodicamente como parte de um programa de GQ regular. A Figura 2 mostra exemplos de desalinhamento em que o espelho está numa altura ou ângulo vertical incorreto.

Figura 2 Coincidência do laser e do feixe de radiação no eixo central (CAX)

Realização da verificação de coincidência de laser e radiação

Esse procedimento verifica se o feixe de laser do LINAC e o feixe de radiação estão alinhados. Verifique a coincidência do alinhamento entre o feixe de laser e o campo de radiação antes da aquisição dos dados do feixe. Realize o seguinte procedimento para verificar o alinhamento mecânico do laser e sua congruência com o eixo central do feixe de radiação (CAX).

AVISO: NÃO ajuste a posição do laser. Caso contrário, pode ocorrer o seguinte:

- Para configurações que incluem o Sistema Xchange, a tabela do Xchange pode precisar de recalibragem.
- Para configurações que incluem o Colimador Iris opcional, pode ocorrer o desalinhamento do laser e o feixe de laser pode não passar através da abertura do Iris e do colimador a laser pinhole do Iris. Se isso ocorrer, o Serviço de Campo Accuray não conseguirá executar uma verificação de percurso usando um isocristal.

NOTA: Se o laser estiver fora de alinhamento, ligue para o Atendimento ao Cliente Accuray. Os ajustes do laser devem ser realizados apenas por serviços técnicos da Accuray.

NOTA: Uma alteração na posição do ponto do feixe de laser no piso em posição de repouso não indica necessariamente que o robô do tratamento perdeu o controle do robô. Uma alteração também pode indicar que o laser se deslocou. Em todo caso, ligue para o Atendimento ao cliente da Accuray.

Os seguintes materiais são usados para realizar a verificação de coincidência do laser com a radiação:

- Colimador com apontador de laser
- colimador circular fixo ≤40 mm ou abertura de dodecágono IRIS. (15 mm funciona bem e o filme pode ser usado para ambos os Testes de imagem AGQ). Para mais informações sobre filmes para os testes AGQ, consulte “Capítulo 4: Testes AQA, E2E e GQ” na página 4-1.
- Filme de diagnóstico Ready-Pack ou filme radiocrômico
- Copo d’água
- Alfinete pontiagudo para filme não radiocrômico
- Caneta fina para filme radiocrômico
- Software ImageJ (opcional)

Para realizar a verificação de coincidência de laser e radiação:

1. Instale o colimador desejado (Fixo, IRIS).
2. Instale o colimador com apontador.
3. Desloque o robô de tratamento para que o colimador com apontador esteja a aproximadamente 400 mm de uma superfície plana, como a mesa de tratamento.
4. Use um medidor de nível manual para garantir que a superfície está nivelada.
5. Coloque um copo d'água na superfície e no percurso do laser. Ajuste o robô de tratamento para que o feixe de laser seja refletido de volta para o colimador com apontador. Isso definirá o feixe de radiação perpendicular à superfície.
6. Coloque uma folha de filme sobre a superfície plana.
7. Ajuste o SSD para 800 mm usando o apontador de distância dianteiro.
8. Remova o apontador de distância dianteiro e instale o colimador desejado.
9. (*Somente filme radiocrômico*) Use uma faca pontiaguda ou uma caneta de ponta fina para marcar o centro do filme. Alinhe a marca com o feixe de laser.

   (*Opcional*) Se necessário, para garantir que o filme esteja plano, fixe-o na superfície plana com fita adesiva.
10. Exponha o filme com o número apropriado de unidades monitoras (UM), mas não o bastante para não saturá-lo.
    - Para filme XV, use cerca de 25 UM sem acúmulo.
    - Para filme tipo EBT, aplique 1.200 MU sem acúmulo.

      NOTA: Consulte o glossário para os filmes EBT específicos que foram validados para testes de GQ que exigem filme do tipo EBT.
11. (*Somente para filme Ready-Pack*) Usando um alfinete pontiagudo, faça um furo no filme onde o laser incide. Tome cuidado para não deslocar o filme dentro do envelope.
12. (*Somente filme Ready-Pack*) Cubra imediatamente a punção com fita opaca para evitar a exposição à luz.
13. (*Somente filme Ready-Pack*) Revele o filme.
14. Para SSD de 800 mm, o local deve estar a menos de 1 mm do centro do campo de radiação. Esta etapa pode ser realizada usando o aplicativo de software ImageJ. Para garantir uma boa relação sinal-ruído no filme, use o seguinte: MU:
    - Para filme XV, use cerca de 62 MU sem acúmulo.
    - Para filme tipo EBT, aplique 2.000 MU sem acúmulo.
15. Realize a análise do filme. A próxima seção descreve um exemplo de procedimento de análise de filme usando o ImageJ.
    - Em 800 mm de SSD, use a análise do filme para verificar que o filme demonstra congruência <1 mm.
    - Em 1.600 mm de SSD, use a análise do filme para verificar que o filme demonstra congruência <2 mm ou ≤2 vezes o valor à SSD de 800 mm (o que for maior).

Uso de ImageJ para realizar análise de filme

O procedimento a seguir fornece um exemplo que descreve o uso do aplicativo de software ImageJ para medir o alinhamento entre o laser e o eixo central do feixe de radiação.

- “Análise do Filme Utilizando ImageJ e Filme Tipo EBT” na página 2-14

NOTA: O exemplo de procedimento a seguir descreve o uso de produtos de software e/ou hardware que não são desenvolvidos pela Accuray e não têm um relacionamento formal com o Sistema CyberKnife.

Este procedimento descreve um método de realizar a tarefa. Pode haver outros métodos igualmente eficazes. O Físico Médico é responsável por determinar que produto e metodologia usar para esta tarefa.

A Accuray não assume nenhuma responsabilidade pela precisão deste procedimento referente a várias versões de software e/ou hardware. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se precisar de mais orientação.

Análise do Filme Utilizando ImageJ e Filme Tipo EBT

O procedimento a seguir é um exemplo que descreve o uso do aplicativo de software ImageJ e o filme Gafchromic tipo EBT para medir o alinhamento entre o laser e o eixo central do feixe de radiação.

NOTA: Este procedimento pode ser usado tanto com colimadores fixos como com o Colimador Iris.

NOTA: Consulte o glossário para ver os filmes EBT específicos que foram validados para testes de GQ que exigem filmes do tipo EBT.

▶ **Para medir o alinhamento do feixe de radiação com o laser usando o filme tipo EBT:**

1. Digitalize o filme usando os parâmetros a seguir:
   - modo Profissional
   - filme positivo
   - 300 dpi
   - colorido 48 bits
   - nenhuma correção de cor (a mesma utilizada para os testes ponta a ponta (End-to-End, ou E2E) e garantia de qualidade do Iris para o filme tipo EBT).

2. Abra o arquivo TIFF de imagem de varredura usando o software ImageJ.

NOTA: A unidade de medida é exibida juntamente com o tamanho da imagem, próximo ao topo de cada imagem. A unidade de medida pode ser alterada (por exemplo, para milímetros) utilizando o item do menu **Analyze > Set Scale** (Analisar > Definir escala) (consulte a Figura 3).

Figura 3 Alterando a escala de medida (exemplo para imagem digitalizada a 300 dpi)

3. Selecione **Analyze** (Analisar) **> Set Measurements** (Definir medidas) para permitir o cálculo do centroide.
4. Separe os canais coloridos utilizando **Image > Color > Split Channels** (Imagem > Cor > Dividir canais). Use somente o canal vermelho para as etapas a seguir.
5. Para ler as coordenadas X e Y do laser na janela principal do ImageJ, mova os cursores para a marca em “X”. De modo alternativo, utilize a ferramenta de ponto para marcar a posição central e utilize **Analyze > Measure** (Analisar > Medir) para exibir a posição X, Y do ponto definido (consulte a Figura 4).

Figura 4 Exemplo de visualização ImageJ exibindo a medida da posição do laser X e Y

6. Use uma ferramenta de seleção retangular para selecionar uma região aproximadamente quadrada que cobre a largura total na metade do máximo do feixe (FWHM). O feixe terá forma circular para o colimador fixo e de dodecágono para o colimador IRIS.
7. Selecione **Image > Adjust > Threshold** (Imagem > Ajustar > Limite). Na caixa de diálogo ***Threshold*** (Limite), selecione **Default** (Padrão) e **B&W** (Preto e branco) e ajuste os níveis do limite de modo que o plano de fundo seja branco, a marcação em “X” no meio não esteja visível e o tamanho da região exposta (círculo para colimador fixo e dodecágono para colimador IRIS) seja aproximadamente o mesmo do quadrado. Assim que o nível limite for aceitável, ajuste a ferramenta de seleção de forma que se ajuste consistentemente nas bordas da região limite que, agora, está preta (consulte a Figura 5).

Figura 5 Exemplo de visualização de ImageJ mostrando ajuste do nível de limite

8. Selecione **Analyze > Measure** (Analisar > Medir) para calcular o centroide da região preta, conforme definido pela ferramenta de seleção. O centroide real medido é o centro da ferramenta de seleção, de modo que a ferramenta de seleção precisa ser ajustada de forma consistente para se ajustar às bordas da região limite (conforme observado em Etapa 7).
9. Para obter uma distância radial, utilize a média quadrática da raiz dos valores, anote as unidades de medida e converta para milímetros, se ainda não o fez.
10. Repita o procedimento acima em 1.600 mm acima do piso colocando o filme no chão. O ponto do feixe de laser deve estar dentro de 2 mm a partir do centro do campo de radiação.
    - Em 800 mm de SSD, verifique que o filme demonstra congruência <1 mm.
    - Em 1.600 mm de SSD, use a análise do filme para verificar que o filme demonstra congruência <2 mm ou ≤2 vezes o valor em SSD de 800 mm (o maior valor).

Comissionamento de feixe

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Visão geral do comissionamento de feixe” na página 2-18
- “Aquisição de dados de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing” na página 2-27
- “Aquisição de dados de feixe para cálculo de dose Monte Carlo” na página 2-98
- “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111
- “Ferramentas de Comissionamento do Accuray Precision” na página 2-112
- “Fluxo de trabalho de comissionamento de Monte Carlo para os colimadores fixo e Iris” na página 2-113
- “Descomissionamento de dados de feixe” na página 2-119

Visão geral do comissionamento de feixe

Esta seção dá uma visão geral dos procedimentos de comissionamento de feixe para o algoritmo de cálculo de dose do Ray-Tracing e a opção Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), tanto para colimadores fixos quanto para o Colimador Iris. Aborda os seguintes tópicos:

- “Comissionamento de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing” na página 2-18
- “Comissionamento de feixe para o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para os colimadores fixos e Iris” na página 2-21
- “Requisitos de comissionamento para planejamento de tratamento” na página 2-25

Comissionamento de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing

O procedimento de comissionamento de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing inclui as seguintes etapas gerais, que se aplicam a colimadores fixos:

1. Adquirir e processar os dados de feixe necessários.
2. Gerar arquivos de dados de feixe adequadamente formatados e nomeados em formato de texto sem formatação (ASCII ou ANSI).
3. Importar arquivos de dados de feixe para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* usando o aplicativo de Importação de dados. O status do arquivo de dados do feixe muda para Importado quando eles foram importados com sucesso para o servidor de dados.
4. Acesse as tabelas de dados de feixe. Para mais informações sobre como criar e imprimir dados de feixe, consulte o capítulo ***Commissioning Tools*** (Ferramentas de comissionamento) no *Manual de planejamento do tratamento*.

5. Imprima-as e verifique se elas correspondem aos seus dados de feixe medidos.
6. Compare a razão tecido-objeto simulador (TPR) calculada com os dados de feixe medidos. Se os resultados forem aceitáveis, aprove os dados de feixe calculados.
7. Compare as razões fora do centro (OCR) calculadas com os dados de feixe medidos. Se os resultados forem aceitáveis, aprove os dados de feixe calculados.
8. Compare os dados de feixe do fator de saída (OF) com os dados de feixe de fator de rendimento. Se os resultados forem aceitáveis, aprove os dados de feixe.

   Com a aprovação completada, o status dos arquivos de dados de feixe no Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* muda para Commissioned (Comissionado).

São necessários conjuntos de dados de feixe para colimadores fixos e o Colimador Iris. Cada conjunto de dados de feixe precisa ser importado para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. individualmente como descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111.

Para obter mais informações sobre procedimentos de comissionamento do *Accuray Precision* System, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Visão Geral dos Dados de Feixe Necessários

Os tipos de medições relativas a seguir são necessários para comissionamento de feixe do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos:

- “Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)” na página 2-40
- “Medições de razão fora do centro (OCR)” na página 2-47
- “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-54

As medições acima com, com diferentes procedimentos de aquisição de dados, também são necessários para o comissionamento de feixe do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para o Colimador Iris:

- “Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)” na página 2-78
- “Medições de razão fora do centro (OCR)” na página 2-83
- “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-96

Para obter mais informações sobre dados de feixe necessários para comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing, consulte “Aquisição de dados de feixe de colimador fixo” na página 2-27 e “Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris” na página 2-58.

Arquivos de dados de feixe

Os arquivos de dados de feixe em texto sem formatação precisam ser gerados de acordo com um formato específico descritos posteriormente neste capítulo.

Os arquivos de dados de feixe devem ser gerados em formato de texto simples (ASCII ou ANSI). Caso contrário, eles não podem ser importados para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. O sistema de gerenciamento de dados *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe em ambas as extensões de arquivos `.dat` e `.txt`.

ATENÇÃO: Espaços excedentes ou quebras de linha nos arquivos de dados de feixe gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas de dados de feixes a partir do Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision* e confirme se eles coincidem com os valores iniciais medidos.

A Tabela 3 lista nomes de arquivos de dados de feixes para o comissionamento do cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos e para o Colimador Iris. Formatos de arquivo de texto sem formatação para ambos os tipos de colimador são os mesmos, embora seus nomes de arquivo sejam diferentes. Cada nome de arquivo dos dados de feixe OCR é associado com um tamanho de colimador específico. O Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe”, relaciona os nomes de arquivos que correspondem a cada tamanho de colimador.

NOTA: O Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

Tabela 3 Nomes de arquivos de dados de feixe para comissionamento o algoritmo de cálculo da dose Ray-Tracing

Arquivo	Colimadores fixos	Colimador Iris
Tabela de razão tecido-objeto simulador (TPR)	`TMRtable.dat`	`irisTPRtable.dat`

Tabelas de razão fora do centro (OCR) (12 arquivos)	`OCRtable0.dat`
	`OCRtable1.dat`
	`OCRtable2.dat`
	até
	`OCRtable11.dat`
		`irisOCRtable0.dat`
		`irisOCRtable1.dat`
		`irisOCRtable2.dat`
		até
		`irisOCRtable11.dat`

Tabela de fator de rendimento (OF)	`DMtable.dat`	`irisOFtable.dat`

Use o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* para importar arquivos de dados de feixe em texto sem formatação para o servidor de dados, conforme descrito posteriormente neste capítulo. O aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) valida arquivos de dados de feixe durante o processo de importação usando as regras de validação de dados de feixe. Se os dados contidos em um arquivo violar qualquer uma dessas regras, a opção de importação desse arquivo será desativada, e o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) exibirá uma mensagem de erro ou de aviso. Consulte o Apêndice 2A para ver uma lista de regras de Validação de dados de feixe.

Alguns valores de dados de feixe têm valores máximo e mínimo permitidos também listados no Apêndice 2A. O aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) desativará a opção de importação de um arquivo se ele contiver valores fora desses limites.

Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, as tabelas de dados de feixe calculados poderão ser impressos a partir do *Accuray Precision* System e comparados com os valores medidos iniciais para verificar se os dados de feixe foram carregados para o *Accuray Precision* System com sucesso. Todos os erros devem ser identificados e a validação dos dados de feixe confirmada antes de prosseguir. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

Comissionamento de feixe para o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para os colimadores fixos e Iris

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Dados de feixe necessários” na página 2-23
- “Nomes de arquivos dos dados de feixe” na página 2-24

Durante o comissionamento *Accuray Precision* do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), será usado o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para realizar diversos cálculos de dose de feixe único num objeto simulador de água de simulação. Esses cálculos de dose pretendem simular as configurações físicas usadas para adquirir os dados de feixe padrão (OCR, TPR e fator de rendimento) para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing. De fato, o procedimento de comissionamento do *Accuray Precision* usa o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para calcular os dados de feixe padrão.

O procedimento de comissionamento de feixe para a opção Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) inclui as seguintes etapas gerais, que se aplicam tanto a colimadores fixos quanto ao Colimador Iris. As dependências entre as etapas de comissionamento são descritas em “Requisitos de comissionamento para planejamento de tratamento” na página 2-25.

1. Adquirir e processar os dados de feixe necessários.
2. Gerar arquivos de dados de feixe adequadamente formatados e nomeados em formato de texto sem formatação (ASCII ou ANSI).

3. Importar arquivos de dados de feixe para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* usando o aplicativo de Importação de dados. O status do arquivo de dados do feixe muda para Importado quando eles foram importados com sucesso para o servidor de dados.
4. Acessar as tabelas de dados de feixe no *Accuray Precision* System. Imprima-as e verifique se elas correspondem aos seus dados de feixe medidos.
5. No *Accuray Precision* System, gere um modelo de fonte calculado para a fonte de radiação do LINAC. O modelo de fonte consiste em 3 distribuições de probabilidade: a distribuição de fonte, a distribuição de fluência e o espectro de energia. Há dois métodos de modelos para a geração da distribuição de fonte:
   - O Método Gaussiano que modela a distribuição de fonte como uma função gaussiana. Com esse método, especifica-se um valor para a fonte de fótons largura total metade da potência máxima (FWHM).
   - No método do fator de rendimento no ar que calcula a distribuição de fonte usando dados de feixe para fator de rendimento no ar. Esse método é opcional.

   Depois, revisa-se e aprova-se o modelo de fonte. Para obter mais informações sobre o modelo de fonte e as distribuições de probabilidade, consulte o Capítulo 5, “Algoritmos para cálculo de dose e exibição”.
6. No *Accuray Precision* System, calcule as curvas de TPR e OCR usando o modelo de fonte gerado na Etapa 5. Compare essas curvas com os dados de feixe TPR e OCR medidos que foram anteriormente aprovados no comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing. Se o Monte Carlo gerou curvas de TPR e OCR que coincidem satisfatoriamente com as curvas medições de TPR e OCR, então vá para a Etapa 7. Caso contrário, faça ajustes no modelo de fonte ajustando os seguintes parâmetros:
   - FWHM gaussiano (se o método usado foi o gaussiano)
   - Fatores de correção de energia (ECF)
   - Fator de correção de colimador (CCF)

   Depois, revisa-se e aprova-se os parâmetros do modelo de fonte. Para obter mais informações sobre fatores de correção, consulte o Capítulo 5, “Algoritmos para cálculo de dose e exibição”.
7. No *Accuray Precision* System, calcule o fator de rendimento (OF) para cada tamanho de colimador usando o algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). O cálculo também gera uma constante de normalização da dose absoluta, Fnormal, para converter a energia depositada à dose absoluta. O Colimador Iris usa o mesmo valor Fnormal calculado para os colimadores fixos.

   Depois revisa-se e aprova-se os fatores de rendimento e o Fnormal calculados no Monte Carlo. Depois de concluídas todas as etapas de comissionamento no *Accuray Precision* System, o status dos arquivos de dados de feixe no Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* muda para Commissioned (Comissionado).

São necessários conjuntos de dados de feixe para colimadores fixos e o Colimador Iris. Cada conjunto de dados de feixe precisa ser importado para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* individualmente como descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111.

Para obter uma descrição detalhada do fluxo de trabalho de comissionamento no Monte Carlo, inclusive fluxogramas ilustrando o processo que deve ser seguido para criar um modelo de feixe no *Accuray Precision* System, consulte o “Fluxo de trabalho de comissionamento de Monte Carlo para os colimadores fixo e Iris” na página 2-113. Para obter informações detalhadas sobre procedimentos de comissionamento do *Accuray Precision* System, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Dados de feixe necessários

Se o *Accuray Precision* System inclui a opção Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para colimadores fixos e Iris, são necessários os dados de feixe descritos abaixo além dos dados de feixe necessários para o comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing.

Para colimadores fixos, são necessários os seguintes tipos de medições relativas para comissionamento de feixe do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo):

- “Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional)” na página 2-100: Este é o fator de rendimento no ar para cada colimador fixo e é opcional. Essa medição é necessária somente se você pretende usar o método de fator de rendimento no ar no *Accuray Precision* System para gerar a distribuição de fonte no Monte Carlo.
- “Medições de perfil de campo aberto” na página 2-103: Este é o perfil de dose de campo aberto do feixe de radiação do LINAC, isto é, um perfil de feixe sem colimador fixo e porca de retenção presente.
- “Medições de percentual de dose profunda (PDD) central” na página 2-106: Esta é a curva de PDD central adquirida com o colimador fixo de 60 mm.

As medições acima são necessárias para o comissionamento de feixe do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para o Colimador Iris, conforme exibido a seguir:

- “Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional)” na página 2-110. Essa medição é opcional. Esses dados medidos são necessários apenas se for necessário usar o método de fator de rendimento no ar no *Accuray Precision* System para gerar o modelo de distribuição de fonte no Monte Carlo.
- “Medições de perfil de campo aberto” na página 2-110: Não é necessário repetir essa medida para o Colimador Iris. Usam-se os mesmos dados de feixe medidos para colimadores fixos. O nome de arquivo dos dados de feixe, entretanto, precisam ser alterados para o Colimador Iris.
- “Medições de percentual de dose profunda (PDD) central” na página 2-110: Uma curva de PDD central adquirida no Colimador Iris com 60 mm de abertura.

Para obter mais informações sobre os dados de feixe necessários para o comissionamento do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), consulte “Aquisição de dados de feixe” na página 2-98 e “Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris” na página 2-109.

Nomes de arquivos dos dados de feixe

Os arquivos de dados de feixe em texto sem formatação precisam ser gerados de acordo com um formato específico descritos posteriormente neste capítulo.

NOTA: Os arquivos de dados de feixe devem ser gerados em formato de texto simples (ASCII ou ANSI). Caso contrário, eles não podem ser importados para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. O sistema de gerenciamento de dados *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe em ambas as extensões de arquivos `.dat` e `.txt`.

ATENÇÃO: Espaços excedentes ou quebras de linha nos arquivos de dados de feixe gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas de dados de feixes a partir do Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision* e confirme se eles coincidem com os valores iniciais medidos.

A Tabela 4 relaciona nomes de arquivo de dados de feixe para o comissionamento do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para colimadores fixos e para o Colimador Iris. Formatos de arquivo de texto sem formatação para ambos os tipos de colimador são os mesmos, embora seus nomes de arquivo sejam diferentes.

Tabela 4 Nomes de arquivos de dados de feixe para comissionamento o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo)

Arquivo	Colimadores fixos	Colimador Iris
Fator de rendimento no ar (OF)	`mc_outputfactor.dat`	`iris_mc_outputfactor.dat`
Perfil de dose de campo aberto	`mc_doseprofile.dat`	`iris_mc_doseprofile.dat`
Dose percentual de profundidade (PDD) central	`mc_centralpdd.dat`	`iris_mc_centralpdd.dat`

O aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* deve ser usado para importar arquivos de dados de feixe em texto sem formatação para o servidor de dados, conforme descrito posteriormente neste capítulo. O aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) valida arquivos de dados de feixe durante o processo de importação usando as regras de validação de dados de feixe. Se os dados contidos em um arquivo violar qualquer uma dessas regras, a opção de importação desse arquivo será desativada, e o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) exibirá uma mensagem de erro ou de aviso. Consulte o Apêndice 2A para ver uma lista de regras de Validação de dados de feixe.

Alguns valores de dados de feixe têm valores máximo e mínimo permitidos também listados no Apêndice 2A. O aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) desativará a opção de importação de um arquivo se ele contiver valores fora desses limites.

Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, as tabelas de dados de feixe calculados poderão ser impressos a partir do *Accuray Precision* System e comparados com os valores medidos iniciais para verificar se os dados de feixe foram carregados para o *Accuray Precision* System com sucesso. Todos os erros devem ser identificados e a validação dos dados de feixe confirmada antes de prosseguir. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

Requisitos de comissionamento para planejamento de tratamento

No *Accuray Precision* System, o comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing precisa ser concluído antes de começar o comissionamento do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). Também há dependências entre as etapas de comissionamento para os colimadores fixos e o Colimador Iris. As dependências de comissionamento para o *Accuray Precision* System são mostradas na Tabela 5.

Tabela 5 Comissionamento de feixe necessário para o planejamento de tratamento

Plano de tratamento	Comissionamento necessário
Planos de tratamento para colimadores fixos	• Algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com colimadores fixos
Planos de tratamento para o Colimador Iris	• Algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com colimadores fixos • Algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com o Colimador Iris
Planos de tratamento para colimadores fixo usando a opção Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo)	• Algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com colimadores fixos • Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com colimadores fixos
Planos de tratamento para o Colimador Iris usando a opção Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo)	• Algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com colimadores fixos • Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com colimadores fixos • Algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com o Colimador Iris • Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com o Colimador Iris

O comissionamento do *Accuray Precision* para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos precisa ser concluído antes de prosseguir com o comissionamento do Cálculo de Dose de Monte Carlo para colimadores fixos.

O comissionamento do *Accuray Precision* do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos precisa estar concluído antes do comissionamento Ray-Tracing para o Colimador Iris. Isso é necessário porque os fatores de rendimento do Colimador Iris são normalizados em relação ao colimador fixo de 60 mm. Para mais informações, consulte “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-96.

O comissionamento do *Accuray Precision* para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para o Colimador Iris precisa ser concluído antes de prosseguir com o comissionamento do Cálculo de Dose de Monte Carlo para o Colimador Iris.

O comissionamento do *Accuray Precision* do Cálculo de Dose de Monte Carlo com colimadores fixos precisa ser concluído antes do comissionamento do Monte Carlo com o Colimador Iris. Isso porque o Colimador Iris usa o mesmo valor Fnormal calculado durante o comissionamento do Monte Carlo para os colimadores fixos. Para obter mais informações sobre procedimentos de comissionamento do *Accuray Precision* System, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Aquisição de dados de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Aquisição de dados de feixe de colimador fixo” na página 2-27
- “Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris” na página 2-58

Aquisição de dados de feixe de colimador fixo

Esta seção descreve os procedimentos de aquisição de dados de feixe para comissionar o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos secundários (consulte a Figura 6).

Aborda os seguintes tópicos:

- “Montagem da gaiola para colimadores fixos” na página 2-28
- “Colimador Pinhole para colimadores fixos” na página 2-30
- “Configuração do objeto simulador de água” na página 2-30
- “Refixação da tampa do LINAC” na página 2-35
- “Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)” na página 2-40
- “Medições de razão fora do centro (OCR)” na página 2-47
- “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-54

Figura 6 Colimadores secundários fixos

Depois de adquirir os dados de feixe e convertê-los para o formato tabular necessário, envie os dados para o físico do Atendimento ao Cliente da Accuray designado ao seu local para uma análise preliminar para um agendamento do seu suporte físico no local. Assim, você e o físico do Atendimento ao Cliente da Accuray farão o uso mais eficiente da visita de suporte no local.

São usados os seguintes materiais durante a aquisição de dados de feixe:

- Montagem da gaiola para colimadores fixos
- Colimador pinhole usado com colimadores fixos
- Objeto simulador de água com detector de diodo
- Detector de referência (detector de diodo ou câmara de ionização)

Montagem da gaiola para colimadores fixos

A montagem da gaiola inclui um flange acessório reversível que permite que seja montado na extremidade do compartimento secundário para colimadores fixos ou o Colimador Iris. A Figura 7 exibe o flange acessório reversível orientado para colimadores fixos.

Figura 7 Montagem de gaiola com flange acessório reversível orientado para colimadores fixos

NOTA: O flange acessório pode ser usado independentemente do fixador da gaiola para medições usando o ponteiro de distância dianteiro.

Para inverter o flange acessório, desparafuse-o do fixador da gaiola, vire-o de cabeça para baixo e fixe-o novamente para o lado de fora do chapa superior do fixador da gaiola usando os parafusos (consulte a Figura 8). O lado do flange com a cuba se fixa ao compartimento secundário para colimadores fixos.

Figura 8 Fixação do flange acessório reversível para colimadores fixos

Para obter mais informações sobre a fixação do flange acessório reversível para o Colimador Iris, consulte “Montagem da gaiola para o Colimador Iris” na página 2-61.

Colimador Pinhole para colimadores fixos

O colimador a laser pinhole para uso com colimadores fixos consiste em 2 componentes:

- Um colimador pinhole central inserido dentro do colimador fixo a 30 mm.
- Uma porca chata de montagem.

Figura 9 Colimador de laser pinhole usado com colimadores fixos

▶ **Para fixar o colimador pinhole para um colimador fixo:**

1. Insira o colimador pinhole através do fundo do colimador fixo de 30 mm. O lado rosqueado do colimador pinhole deve ficar virado para cima (em direção ao LINAC).
2. Aparafuse a porca chata de montagem na porção final do colimador pinhole para apertá-lo.
3. Fixe o colimador fixo de 30 mm ao compartimento secundário como se faria normalmente.

Configuração do objeto simulador de água

Certifique-se de que o objeto simulador de água está numa posição que permite realizar as medições necessárias. Deve-se usar um detector de referência para todas as varreduras.

NOTA: Certifique-se de que o feixe de laser e o feixe de radiação do LINAC estejam alinhados para todos os procedimentos de medições de feixe.

NOTA: Para obter mais informações sobre a configuração do objeto simulador de água para aquisição de dados de feixe do Colimador Iris, consulte “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71.

▶ **Para configurar o objeto simulador de água:**

1. Insira o colimador pinhole no cabeçote do LINAC.
2. Certifique-se de que o laser esteja alinhado mecanicamente de acordo com as especificações.
3. Coloque o objeto simulador de água de modo que ele fique no máximo a 20 cm do chão se possível (consulte a Figura 10).

Figura 10 Objeto simulador de água no piso

NOTA: Para uma configuração de SAD fixa a 800 mm, a distância do piso é menos crítica porque o robô de tratamento permanece estacionário. A posição do objeto simulador de água no piso ou próximo a ele reduz a probabilidade de o LINAC colidir com o teto da sala de tratamento.

- Certifique-se de que o objeto simulador de água esteja em nível.
- Antes de encher o tanque de água, certifique-se de que você tem espaço o bastante para mover o robô de tratamento para adquirir todos os dados de feixe.

4. Movimente o robô a partir de Perch (Repouso) ou Path Start (Início do percurso) para a área acima do tanque de água. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o Sistema CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o programa InitFrames.

ATENÇÃO: Olhe sempre para o robô de tratamento, não para o Teach Pendant, quando o robô estiver em movimento, para evitar colisões.

5. Mude a posição do robô em Z através do intervalo completo de posições esperadas para o comissionamento, ou seja, aproximadamente 10 cm e 40 cm acima da superfície de água esperada. Durante esta movimentação, monitore o ângulo de articulação A5 e certifique-se que o ângulo não seja inferior a 15 graus.
   - Se o ângulo da articulação não for inferior a 15 graus, mude a posição do robô em Z para uma posição que esteja 40 cm acima da superfície de água esperada. Gire o robô em A de modo que o ângulo de articulação A5 seja de aproximadamente 45 graus. Novamente, mude a posição do robô em Z através do intervalo completo de posições e certifique-se que o ângulo não esteja abaixo de 15 graus.
   - Se o ângulo da articulação continuar a reduzir para abaixo de 15 graus, pode ser necessário mover o simulador de água para outro local que ainda cumpra os requisitos definidos acima.
6. Mude a posição do robô em X e Y para uma posição acima do centro da área de varredura do tanque de água. Fique no modo Tool (Ferramenta) para o lembrete das etapas de configuração.
7. Gire o simulador de água de forma que as laterais do LINAC estejam paralelas às laterais do objeto simulador.
8. Determine a orientação adequada do feixe/colimador em relação ao tanque. Isso pode ser feito pela mudança de posição do robô no modo Tool (Ferramenta) X ou Y e observando como a posição do laser se movimenta pelo tanque. O laser deve seguir as marcações do tanque e/ou acertar o ponto em qualquer uma das laterais do tanque. O objetivo deve ter o eixo de varredura primários do tanque alinhado com o eixo do modo Tool (Ferramenta) X e Y conforme em Figura 11. Subsequentemente, isso garante que o feixe/colimador está alinhado ao tanque para varredura adequada. Certifique-se de que L1 = L2.

   Se L1 não for igual a L2, primeiramente, gire o tanque para ajuste grosso e, em seguida, gire o robô em A para realizar os ajustes finos na orientação adequada.

Figura 11 1. Trace o caminho do ponto de feixe de laser conforme o robô é movimentado no modo Tool (Ferramenta) Y 2. Objeto simulador de água

9. Adicione água. Use o reflexo do feixe de laser num superfície de água para estabelecer se o feixe está perpendicular com a superfície. Para fazer isso, use o Teach Pendant para girar o robô de tratamento em B e C de modo que o feixe de laser refletido esteja alinhado com apontador do colimador com apontador.

10. Certifique-se de que o detector de diodo esteja colocado adequadamente na superfície da água.

- Se o objeto simulador de água inclui uma ferramenta de alinhamento da superfície, use a ferramenta de alinhamento para definir a posição de profundidade zero.

  Se o objeto simulador de água não incluir uma ferramenta de alinhamento de superfície: Ao olhar para o detector de diodo a partir de debaixo da superfície da água, conduza o detector de diodo até que ele toque seu próprio reflexo. Dependendo do fabricante do detector de diodo, dê mais distância até que o elemento ativo do detector esteja na superfície da água. Defina então a posição de profundidade zero.

- Faça uma varredura com o detector de diodo pela superfície no plano XY e confirme que a profundidade do diodo seja constante ao longo dos eixos X e Y pelo campo de varredura. Se a profundidade não for constante, ajuste o tanque de modo apropriado. Com o laser no diodo, você também pode mover o diodo verticalmente em Z para garantir que o laser mantenha a mesma posição no diodo em todas as profundidades.

11. Use a porta do detector de referência para instalar o detector de referência (consulte a Figura 12). Há uma parada mecânica na extremidade do feixe da porta do detector de referência que impedirá que os diodos padrão entrem no feixe. Caso utilize um diodo pequeno, é possível empurrar o diodo de referência no feixe. Com suas varreduras iniciais, verifique se o diodo não foi empurrado para o feixe.

NOTA: Para montar um detector de referência, é necessário remover a tampa inferior do LINAC. Depois que as medições de dados de feixe forem realizadas, a tampa do fundo deve ser reafixada firmemente ao LINAC. Para obter instruções, consulte “Refixação da tampa do LINAC” na página 2-35.

Figura 12 Porta do detector de referência e montagem do laser

12. Remova o colimador com apontador e instale o colimador fixo de 7,5 mm.
13. Posicione o detector de diodo a 15 mm de profundidade. Consulte o manual do fabricante do detector de diodo para obter informações sobre o local preciso do volume sensível.
14. Defina a origem (0, 0, 0) do sistema de varredura de objeto simulador de água para corresponder ao eixo central da radiação do LINAC. Confirme se o feixe de radiação do LINAC está perpendicular à superfície da água e alinhado com o eixo Z do objeto simulador de água. Para fazê-lo, faça a varredura com o detector em cada direção (X e Y) e em 2 profundidades diferentes. Verifique se as varreduras em profundidades diferentes se sobrepõem.
15. Quando o ponto efetivo de medida do detector estiver na superfície da água e centralizado no feixe, esse lugar deve ser definido como a origem (0, 0, 0) do objeto simulador de água. Certifique-se de que o ganho do eletrômetro seja definido para que seja detectado um sinal confiável em todas as profundidades por toda a distância de varredura.
16. Execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.

Refixação da tampa do LINAC

Esta seção descreve como fixar a tampa inferior do LINAC depois de removida. O procedimento de refixação depende de que versão de mecanismo de fixação a tampa do LINAC usa:

- “Refixação da tampa do LINAC versão A” na página 2-35
- “Remoção e fixação da tampa do LINAC versão B” na página 2-37

NOTA: A tampa do LINAC não precisa ser removida ao coletar dados de feixe.

Refixação da tampa do LINAC versão A

ATENÇÃO: A tampa do fundo do LINAC pesa aproximadamente 10 lb (4,5 kg). Certifique-se de que as duas travas dos lados da tampa se encaixam firmemente nos pinos no LINAC. Se as travas não se encaixarem completamente nos pinos, a tampa do fundo pode soltar-se e cair, resultando em dano ao paciente. Se as travas não se encaixarem nos pinos adequadamente ou a tampa inferior ficar solta, chame o Atendimento ao cliente Accuray.

A tampa inferior do LINAC está fixada no LINAC por duas as travas giratórias nos dois lados da tampa (consulte a Figura 13). Cada trava se encaixa em um pino no LINAC.

Figura 13 Tampa inferior do LINAC com travas nos dois lados (versão A mostrada)

É fornecida uma chave Allen em T com o Sistema CyberKnife (consulte a Figura 14). Quando a ferramenta é inserida na trava e virada, a trava gira como mostrado na Figura 14. Quando a trava está encaixada adequadamente, ela se prende ao pino. Quando se gira a trava ainda mais, a tampa inferior do LINAC é puxada para cima de modo a acomodar-se firmemente sobre a extremidade final do LINAC.

Figura 14 Virar a chave allen para levantar a trava (mostrada a versão A)

NOTA: Depois de firmar as duas travas, depois que a tampa inferior do LINAC esteja acomodada firmemente, segure a tampa inferior do LINAC, puxe a tampa para baixo e sacuda-a de um lado para o outro para garantir que a tampa esteja firmemente travada.

Remoção e fixação da tampa do LINAC versão B

ATENÇÃO: A tampa do fundo do LINAC pesa aproximadamente 10 lb (4,5 kg). Certifique-se de que os parafusos em ambos os lados da tampa estejam encaixados firmemente usando a chave de torque fornecida. Se ambos os parafusos não estão corretamente encaixados, a tampa inferior pode ficar solta e cair, resultando em lesão ao paciente. Se os parafusos não estiverem adequadamente encaixados ou a tampa inferior ficar solta, chame o Atendimento ao cliente Accuray.

Figura 15 Tampa do LINAC

A tampa do fundo do LINAC está se fixa no LINAC com dois parafusos nos dois lados da tampa (consulte a Figura 15 na página 2-37). Uma chave de torque personalizada (o número de peça do kit, incluindo a chave de torque e a ponta, é 032816) e parafusos de suporte são fornecidos com o Sistema CyberKnife para fixar a tampa do LINAC a um suporte no cabeçote do LINAC (consulte a Figura 16 na página 2-37).

Figura 16 Chave de torque e parafuso da tampa do LINAC

Procedimento

A remoção e a fixação da tampa inferior do LINAC requerem as seguintes etapas:

ATENÇÃO: Ao remover ou instalar a tampa inferior do LINAC, use as duas mãos e apoie o peso da tampa firmemente. Tenha cuidado para não deixar a tampa cair no pé nem em qualquer outra parte do corpo, nem sobre os detectores de raios-X do sistema de imagens. Você pode se machucar ou danificar os detectores de raios-X.

▶ **Para remover a tampa inferior do LINAC:**

1. Usando o Teach Pendant, posicione o robô de tratamento para um acesso seguro e conveniente à tampa inferior do LINAC.
2. Desligue o Sistema CyberKnife.
3. Sustentando a tampa inferior do LINAC com uma mão, insira a chave de torque na cabeça do parafuso e gire em sentido anti-horário até que o parafuso possa ser removido da tampa.
4. Repita a etapa 3 no lado oposto da tampa do LINAC.
5. Usando as duas mãos, remova com cuidado a tampa inferior do LINAC da cabeça do LINAC.

▶ **Para fixar a tampa inferior do LINAC:**

1. Usando o Teach Pendant, posicione o robô de tratamento para um acesso seguro e conveniente à cabeça do LINAC.
2. Desligue o Sistema CyberKnife.
3. Usando as duas mãos, deslize a tampa inferior do LINAC na direção da cabeça do LINAC.
4. Certifique-se de que a tampa do LINAC esteja adequadamente alinhada com os suportes da cabeça do LINAC vendo os buracos dos parafusos em cada lado (consulte a Figura 17 na página 2-38).

Figura 17 Tampa inferior do LINAC adequadamente alinhada

5. Sustentando a tampa inferior do LINAC com uma das mãos, coloque um parafuso no buraco e gire no sentido horário para iniciar o encaixe (consulte a Figura 18 na página 2-39).

Figura 18 Colocação do parafuso na tampa inferior do LINAC

6. Insira a chave de torque na cabeça do parafuso e gire-a em sentido horário para apertar o parafuso. Pare de apertar quando a chave parecer girar em falso na porca (a cabeça do parafuso). Nessa posição o torque exercido na chave chegou ao ponto necessário de torque para segurar o parafuso no lugar.
7. Repita as etapas de 3 a 6 no lado oposto da tampa do LINAC.

ATENÇÃO: A tampa do fundo do LINAC pesa aproximadamente 10 lb (4,5 kg). Certifique-se de que os parafusos em ambos os lados da tampa estejam encaixados firmemente usando a chave de torque fornecida. Se ambos os parafusos não estão corretamente encaixados, a tampa inferior pode ficar solta e cair, resultando em lesão ao paciente. Se os parafusos não estiverem adequadamente encaixados ou a tampa inferior ficar solta, chame o Atendimento ao cliente Accuray.

Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)

A razão tecido-objeto simulador (TPR) é a razão entre a dose absorvida num dado ponto e a dose a uma profundidade de referência usando SAD constante. A profundidade de referência para o Sistema CyberKnife é de 15 mm para todos os tamanhos de colimador. Os dados de TPR devem ser medidos para cada colimador fixo e preparados como um arquivo único de dados de feixe no formato de texto sem formatação (ASCII ou ANSI).

Os valores TPR podem ser medidos diretamente a uma SAD constante a 800 mm. À medida que a profundidade do detector de diodo muda, a SAD (também chamada de distância do alvo ao detector) permanece fixa (consulte a Figura 19). Depois que os dados de TPR foram adquiridos, ele é comparado com os dados típicos de TPR.

Figura 19 Método de medição de TPR

Preparação para medições de TPR

São usados os seguintes materiais durante as medições de TPR:

- Fantasma de água
- Detector de diodo
- Gaiola com suporte de fixação do diodo

Para preparar para a varredura, use a gaiola para montar o detector de diodo à prova d'água no robô de tratamento (consulte a Figura 20). Para alterar a profundidade de medição, altere a posição Z do detector de diodo e do LINAC ou ajuste o nível da água para cada profundidade de medição.

NOTA: Ao montar o detector de diodo na montagem do detector na gaiola, certifique-se de que a montagem do detector está conectada à parte inferior do flange inferior da gaiola, como mostrado na Figura 20. Consulte a especificação do fabricante do diodo quanto à profundidade do volume sensível e considere-a ao medir a distância entre a fonte e o detector com o ponteiro dianteiro.

Se você escolher não usar a gaiola, monte o detector de diodo no objeto simulador de água. Mova então o LINAC e o objeto simulador de água verticalmente em conjunto para medir os dados de TPR em diversas profundidades.

Figura 20 Gaiola com detector de diodo montado na montagem do detector de gaiola

Realização de medições de TPR

▶ **Para realizar medições diretas de TPR:**

1. Usando o Teach Pendant, posicione o LINAC para que o eixo central do feixe de radiação (CAX) esteja perpendicular ao piso. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o programa InitFrames.
2. Certifique-se de que o objeto simulador de água esteja nivelado.
3. Encha o tanque com o peso necessário para obter uma leitura a 300 mm de profundidade.
4. Posicione o LINAC de forma que o eixo central (CAX) do feixe seja perpendicular à superfície da água. Para verificar isso, utilize o laser LINAC.
5. Anexe o apontador de distância dianteiro (consulte a Figura 21) ao compartimento do colimador. Em seguida, defina a distância do LINAC para a superfície da água para 800 mm.

Figura 21 Ponteiro de distância dianteiro para colimadores fixos e o Colimador Iris opcional

6. Conecte um eletrômetro ao diodo.
7. Usando o feixe de laser, ajuste a posição do detector de modo que o diodo esteja no centro da radiação (sinal máximo) dos eixos X, Y.
8. Conduza o LINAC até que o elemento ativo do detector de diodo esteja na superfície da água.

   Verifique as especificações do fabricante do diodo para determinar o lugar do diodo dentro do compartimento.
9. Movimente o robô de tratamento para posicionar o diodo a 300 mm de profundidade para verificar que haja água suficiente no tanque.
10. Use a função de movimento STEP no Controlador Manual.
11. Altere a seta verde à direita para selecionar intervalos de movimento de 0,1; 1,0; 10 ou 100 mm.

    Ao usar o movimento STEP, pressione a tecla **START +** e segure-a até que o movimento pare.
12. Volte o diodo para a posição de superfície usando a função de movimento STEP. Verifique visualmente para garantir que esteja correta.
13. Saia da sala de tratamento e aplique 2.000 MU para aquecer o LINAC.
14. Usando o Teach Pendant para mover o robô de tratamento usando as coordenadas **TOOL** (FERRAMENTA), faça leituras em várias profundidades para cada colimador fixo.

    NOTA: Para gerar uma curva aceitável de TPR, adquira leituras nas seguintes profundidades, no mínimo: 0, 3, 5, 8, 10, 13, 15, 20, 30, 50, 100, 150, 200, 250, e 300 mm.

    Pode-se usar uma planilha para registrar as leituras.
15. Normalize os valores para cada colimador para o valor na profundidade de 15 mm.
16. Use um ajuste de spline cúbico para gerar uma curva de TPR.

    Os físicos do Atendimento ao cliente Accuray podem fornecer um exemplo de como usar o Microsoft Excel para realizar essa tarefa.
17. A partir da curva de TPR, os valores interpolados de TPR são gerados para produzir pontos de dados equidistantes de 1 mm. A tabela TPR precisa de 301 pontos de dados por colimador, a profundidades de 0 a 300 mm, em intervalos de 1 mm.

    NOTA: As tabelas de dados de TPR devem conter até 301 pontos de dados.

18. Processe os dados normalizados para a profundidade de 15 mm para cada varredura. O valor de TPR para qualquer colimador é relativo à medição na profundidade de referência (15 mm). Por isso, o valor de TPR na profundidade de 15 mm é 1,0 por definição para cada colimador (consulte a Figura 23 na página 2-46).

    NOTA: O diâmetro máximo para o colimador de 5 mm é de aproximadamente 13 mm. Para o colimador de 60 mm, é de aproximadamente 16 mm.

19. Converta os dados para todos os doze colimadores e junte-os numa tabela única em texto sem formatação (ASCII ou ANSI) requerido como descrito abaixo e mostrado na Figura 22. Consulte o Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe” para uma lista de regras de validação de dados de feixe.

    Consulte Figura 23 para um exemplo de gráfico de um conjunto completo de dados de TPR.

ATENÇÃO: Não use os dados de amostra para a calibração do Sistema CyberKnife ou tarefas de GQ. Use apenas dados medidos ou obtidos a partir do Sistema CyberKnife. Usar dados de amostra comprometerão a segurança do paciente.

O nome de arquivo da tabela de TPR é `TMRtable.dat` (ou `.txt`) e o formato é o seguinte:

- 1ª linha: `version` = 100
- 2ª linha: `sample` = 0
- 3ª linha: Identificador para a instituição local
- 4ª linha: <*`Number of collimators (integer)`* (Número de colimadores (número inteiro)) > e marcação
- 5ª linha: <*`Number of depths (integer)`*> (<Número de colimadores (número inteiro)>) e marcação
- 6ª linha: <*`Field sizes in mm (floating point)`*> (Tamanhos de campo em mm (ponto flutuante))
- 7ª – n-ésima linhas: <*`Depth in mm (integer)`*> <*`TPR values (floating point)`*> (< Profundidade em mm (número inteiro) > < Valores de TPR (ponto flutuante) >)

Nas linhas 1 e 2, as palavras `version` e `sample` precisam estar em caixa baixa.

20. Verifique se a tabela de TPR está digitada corretamente sem espaços ou inserções de linhas excedentes como mostrado na Figura 22.

ATENÇÃO: Espaços ou quebras de linha excedentes gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas do Sistema de planejamento de tratamento e confirme se elas coincidem com os valores iniciais medidos.

TMRtable.dat - WordPad

File Edit View Insert Format Help

```
version=100
sample=0
CyberKnife Tissue Phantom Ratio
12 Field Sizes (mm)
251 Depths (mm)
```

	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30	35	40	50	60
0	0.537	0.578	0.551	0.506	0.452	0.566	0.453	0.544	0.540	0.522	0.437	0.545
1	0.638	0.654	0.623	0.586	0.541	0.624	0.538	0.602	0.600	0.585	0.522	0.606
2	0.734	0.727	0.693	0.663	0.627	0.680	0.621	0.660	0.658	0.647	0.604	0.666
3	0.822	0.795	0.758	0.736	0.708	0.734	0.698	0.714	0.714	0.706	0.682	0.722
4	0.897	0.855	0.817	0.801	0.780	0.784	0.768	0.766	0.767	0.761	0.752	0.775
5	0.954	0.904	0.867	0.855	0.840	0.829	0.826	0.812	0.813	0.810	0.811	0.821
6	0.993	0.940	0.908	0.898	0.886	0.868	0.872	0.853	0.854	0.852	0.858	0.860
7	1.014	0.966	0.938	0.930	0.920	0.901	0.906	0.888	0.888	0.887	0.895	0.893
8	1.023	0.982	0.961	0.953	0.945	0.928	0.931	0.917	0.916	0.915	0.922	0.920
9	1.023	0.992	0.977	0.970	0.962	0.950	0.950	0.941	0.940	0.939	0.943	0.942
10	1.019	0.998	0.989	0.981	0.974	0.967	0.964	0.960	0.958	0.957	0.959	0.959
11	1.015	1.002	0.996	0.989	0.983	0.980	0.975	0.975	0.973	0.972	0.971	0.973
12	1.011	1.003	1.000	0.995	0.990	0.989	0.984	0.985	0.984	0.983	0.982	0.983
13	1.007	1.003	1.002	0.998	0.995	0.995	0.991	0.992	0.991	0.991	0.990	0.991
14	1.003	1.002	1.001	1.000	0.999	0.998	0.996	0.997	0.997	0.996	0.996	0.996
15	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
16	0.997	0.997	0.998	0.999	1.000	1.001	1.002	1.002	1.002	1.003	1.003	1.003
17	0.994	0.993	0.995	0.997	0.999	1.000	1.003	1.003	1.003	1.004	1.005	1.004
18	0.990	0.989	0.992	0.994	0.996	0.999	1.002	1.003	1.003	1.005	1.005	1.005
19	0.987	0.984	0.988	0.991	0.993	0.997	1.001	1.003	1.003	1.005	1.005	1.005
20	0.983	0.980	0.984	0.987	0.989	0.995	0.999	1.002	1.001	1.004	1.004	1.004
21	0.979	0.975	0.979	0.983	0.986	0.992	0.996	1.000	0.999	1.002	1.003	1.003
22	0.974	0.970	0.975	0.979	0.982	0.989	0.993	0.997	0.997	1.000	1.001	1.002
23	0.969	0.965	0.970	0.975	0.977	0.985	0.990	0.995	0.995	0.998	0.999	1.000
24	0.963	0.959	0.966	0.970	0.973	0.981	0.986	0.991	0.992	0.995	0.997	0.997
25	0.958	0.954	0.961	0.965	0.969	0.977	0.982	0.988	0.988	0.992	0.994	0.994

For Help, press F1

Figura 22 Exemplo de tabela de TPR em texto sem formatação (ASCII ou ANSI) (TMRtable.dat)

Figura 23 Exemplo de plotagem de TPR normalizada para 15 mm de profundidade

21. Depois de coletar todos os dados de feixe necessários para o comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos e de gerar os arquivos de dados de feixe adequadamente formatados, importe os dados de feixe para o servidor de dados usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) conforme descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

NOTA: Os arquivos de dados de fator TPR, OCR e fator de rendimento para colimadores fixos precisam ser importados em conjunto usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe).

22. Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, imprima as tabelas de dados calculados a partir do *Accuray Precision* System e compare-os com os valores iniciais medidos (antes de serem inseridos em um arquivo de texto sem formatação). As tabelas impressas de dados são as tabelas de pesquisa interpoladas e extrapoladas que ficam na memória do computador quando os cálculos de dose Ray-Tracing são realizados para o planejamento do tratamento.

Compare os valores impressos e seus formatos de dados em relação aos valores iniciais medidos. Verifique se o processo geral de importação de dados ocorreu sem erros. Identifique os eventuais erros e confirme a validade dos dados de feixe. Para obter mais informações sobre a impressão das tabelas de dados, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Medições de razão fora do centro (OCR)

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Métodos de varredura de OCR” na página 2-48
- “Parâmetros de varredura de OCR” na página 2-48
- “Realização de medições de OCR” na página 2-49

A razão fora do centro (OCR) é a razão da dose absorvidas num dado ponto fora do eixo em relação à dose no eixo central do feixe de radiação (CAX) à mesma profundidade. Os dados de OCR devem ser adquiridos para cada colimador. Recomendam-se profundidades de 15, 50, 100, 200 e 300 mm. Por definição o valor de OCR para cada profundidade e cada colimador é de 1,0 a uma distância radial de 0 (no eixo central).

Em cada profundidade, tome 2 varreduras ortogonais e faça a média dos resultados de cada par. Depois, faça a média de cada metade da varredura média para produzir um arquivo que contém os fatores radiais fora do eixo por colimador a 5 profundidades. Esses resultados nos 12 arquivos de dados de feixe em texto sem formatação (ASCII ou ANSI) (consulte a Tabela 3 na página 2-20). Exemplo de perfis de OCR medidos são mostrados na Figura 24.

Figura 24 Exemplo de perfis de OCR medidos

Métodos de varredura de OCR

As medições de OCR são calculadas a partir de conjuntos de varreduras ortogonais pelo campo de radiação. Elas podem ser feitas usando as SAD fixas ou o método de SDD fixa. Se o método usado é o de SSD com uma distância constante do alvo para a água de 800 mm, corrija geometricamente as medições para uma configuração equivalente de SAD.

No método de SAD fixa, os perfis de OCR são obtidos movendo o robô de tratamento para cima e para baixo no eixo Z com o Teach Pendant. A profundidade de diodo é então ajustada para manter a distância de 800 mm de SAD. Alguns sistemas de varredura podem variar os níveis da água para manter os níveis de SAD em 800 mm. O método de SAD reduz a quantidade de dados processados necessários em relação ao método de SSD e podem ser executados rápida e precisamente.

Parâmetros de varredura de OCR

A Tabela 6 e a Tabela 7 listam os parâmetros de medições de OCR que devem ser utilizados para os exames de perfil de feixe de OCR.

- Os valores do intervalo apresentados na Tabela 6 são as distâncias fora do eixo recomendadas para as varreduras quando obtidas no SAD de 800 mm.
- Os valores do intervalo fornecidos na Tabela 7 exibem as distâncias fora do eixo necessárias ao fazer a varredura em uma distância de SSD fixa de 800 mm para alcançar as distâncias fora do eixo desejadas apresentadas na Tabela 6.

Tabela 6 Parâmetros de medições de varredura de OCR

Medição	Descrição
Profundidades	As 5 seguintes profundidades: 15, 50, 100, 200 e 300 mm. Essas são as profundidades típicas para radiocirurgia extracraniana.
Resolução	Para colimadores de 20 mm ou menores, use 0,2 mm. Para colimadores com aberturas maiores que 20 mm, use 0,2 ou 0,5 mm.
Intervalo para 800 mm de SAD	Para colimadores maiores ou iguais a 20 mm, 50 mm em cada lado do eixo central. Para colimadores menores ou iguais a 15 mm, 30 mm em cada lado do eixo central. Não ultrapasse 500 pontos de dados.
SAD (distância da fonte ao eixo, ou também distância do alvo ao detector)	O SAD pode ficar fixo em 800 mm se o robô de tratamento for movido usando o Teach Pendant em coordenadas **WORLD** (Mundo) para ajustar a distância a cada mudança de profundidade do detector de diodo. A varredura leva um pouco mais de tempo, mas o tempo necessário para o processamento de dados é reduzido de modo significativo. Os erros associados também são minimizados.

Se o usuário realizar varreduras no SSD de 800 mm fixo, então, a largura das varreduras deve aumentar. Use a Tabela 7 para referência.

Tabela 7 Largura da varredura de OCR para o método de SSD

Profundidade (mm)	Distância fora do eixo (mm)
Se o intervalo for de 30 mm de SAD fora do eixo, então, utilize esses valores para SSD fixo:	
15	±35
50	±36
100	±38
200	±42
300	±46
Se o intervalo for de 50 mm de SAD fora do eixo, então, utilize esses valores para SSD fixo:	
15	±55
50	±58
100	±61
200	±67
300	±74

Realização de medições de OCR

Todas as medições são realizadas a 800 mm de SAD ou são dimensionadas geometricamente a partir de uma medição de SSD ao equivalente de 800 mm de SAD. Para consultar exemplos de processamento de dados de OCR usando o sistema de varredura de água PTW ou IBA OmniPro, veja o Apêndice 2B, “Processamento de dados de feixe OCR (exemplos)”. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o InitFrames.

ATENÇÃO: Use os parâmetros de medições descritos na Tabela 6 na página 2-48. O cálculo de dose extrapolará a dose usando os últimos 2 pontos de dados inseridos para cada curva de OCR. Se o intervalo não for suficiente, a dose será computada incorretamente nas valores radiais estendidos.

Para realizar medições de OCR:

1. Instale o colimador com apontador.
2. Use o reflexo do feixe de laser em uma superfície de água para estabelecer se o feixe está perpendicular com a superfície da água. Para fazer isso, use o Teach Pendant para girar o robô de tratamento em B e C de modo que o laser esteja alinhado com o apontador do colimador com apontador.
3. Remova o colimador com apontador e, em seguida, instale o colimador fixo de 5 mm.
4. Posicione o detector de diodo a 15 mm de profundidade. Consulte o manual do fabricante do detector de diodo para obter informações sobre o local preciso do diodo dentro do compartimento mecânico.
5. Saia da sala de tratamento, trave a porta da sala de tratamento e volte para o computador de liberação de tratamento.
6. Defina a origem (0, 0) do sistema de varredura de objeto simulador de água para corresponder ao eixo central do feixe de radiação do LINAC no plano XY:
   - Ligue o feixe de radiação do LINAC.
   - Faça a varredura do detector de diodo em cada direção (X e Y) e faça leituras para determinar o centro do feixe de radiação.
   - Defina a origem (0, 0) do sistema de varredura de objeto simulador de água no plano XY.
7. Volte para a sala de tratamento. Verifique se o diodo está localizado no eixo central do feixe de radiação:

   Com o colimador de 5 mm instalado, percorra o detector de diodo para cima e para baixo, certificando-se de que o feixe de laser incide no mesmo ponto do diodo em todas as profundidades.
8. Confirme se o feixe de radiação do LINAC está perpendicular à superfície da água e alinhado com o eixo Z do objeto simulador de água. Para fazê-lo, faça a varredura com o detector em cada direção (X e Y) e em 2 profundidades diferentes. Verifique se as varreduras em profundidades diferentes se sobrepõem.
   - Gire o robô de tratamento no Modo Tool (Ferramenta) usando as teclas B e C para tornar o feixe LINAC perpendicular à superfície da água. Repita a Etapa 8 para verificar se o ajuste está correto.
   - Quando o ponto efetivo de medida do detector estiver na superfície da água e centralizado no feixe, esse lugar deve ser definido como a origem (0, 0, 0) do objeto simulador de água.
   - Certifique-se de que o ganho do eletrômetro seja definido para que seja detectado um sinal confiável em todas as profundidades por toda a distância de varredura.

     AVISO: Se o diodo não foi testado, execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.
9. Adquira um conjunto de varreduras ortogonais (no plano e plano transversal) em cada profundidade relacionada abaixo. Use a resolução adequada para o diâmetro do colimador.

10. Depois que a varredura estiver concluída, processe os dados tomando a média das 2 varreduras ortogonais.
11. Faça a média de cada lado para que você tenha a média de 4 varreduras.
12. Renormaliza para o eixo central para produzir os dados de OCR radial por colimador.

    Os perfis se parecem com os mostrados na Figura 25.

NOTA: A distância a partir do eixo central de 50% da dose relativa deve ser aproximadamente igual ao raio do colimador.

Figura 25 Múltiplas digitalizações no plano e plano transversal de profundidade

13. Gere os valores de OCR em formato numérico.

14. Insira os valores numéricos de OCR no formato de texto sem formatação (ASCII ou ANSI) requerido como descrito abaixo e mostrado no exemplo de arquivos de dados de feixe de OCR em Figura 26. Consulte o Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe” para uma lista de regras de validação de dados de feixe.

Verifique se o formato dos arquivos de dados de feixe OCR é como se segue:

- 1ª linha: `version` = 100
- 2ª linha: `sample` = 0
- 3ª linha: <*`Collimator size in mm (floating point)`*> (<Tamanho do colimador em mm (ponto flutuante)>) e marcação
- 4ª linha: <*`Number of depths (integer)`*> (<Número de colimadores (número inteiro)>) e marcação
- 5ª linha: <*`Number of measurements at each depth (integer)`*> (<Número de medições em cada profundidade (número inteiro)>) e marcação
- 6ª linha: <*`Depths in mm (integer)`*> (<Profundidades em mm (número inteiro)>
- 7ª a n-ésima linha: <*`Radial distance in mm (floating point)`*> <*`OCR values (floating point)`*> (<Distância radial em mm (ponto flutuante) > < Valores de OCR (ponto flutuante)>)

Nas linhas 1 e 2, as palavras `version` e `sample` precisam estar em caixa baixa.
O nome de arquivo para o colimador de 5 mm será `OCRtable0.dat` (ou `.txt`), e para o colimador de 60 mm será `OCRtable11.dat` (ou `.txt`), conforme exigido pelo sistema de nomes de arquivos (consulte a Tabela 3).

```
version=100
sample=0
5.0 collimator size (mm)
4 depths (mm)
151 radial measurements (mm)
      15     50     100    200    300
0.0   1.00000      1.00000      1.00000      1.00000      1.00
0.2   0.99688      0.99687      0.99667      0.99762      0.99
0.4   0.98759      0.98779      0.98715      0.98945      0.98
0.6   0.97248      0.97277      0.97211      0.97423      0.97
0.8   0.95158      0.95171      0.95121      0.95328      0.95
1.0   0.92440      0.92452      0.92417      0.92704      0.92
1.2   0.89026      0.89072      0.89128      0.89398      0.89
1.4   0.84910      0.85007      0.85184      0.85449      0.85
1.6   0.80129      0.80291      0.80510      0.80877      0.80
1.8   0.74722      0.74999      0.75218      0.75713      0.75
```

Figura 26 Exemplo de tabela de OCR em texto sem formatação (ASCII ou ANSI) (OCRtable0.dat, uma das 12 tabelas de OCR)

15. Verifique se as tabelas de OCR estão digitadas corretamente sem espaços ou inserções de linhas excedentes como mostrado na Figura 26.

ATENÇÃO: Espaços ou quebras de linha excedentes gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas do Sistema de planejamento de tratamento e confirme se elas coincidem com os valores iniciais medidos.

16. Depois de coletar todos os dados de feixe necessários para o comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos e de gerar os arquivos de dados de feixe adequadamente formatados, importe os dados de feixe para o servidor de dados usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) conforme descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

    NOTA: Confirme que todos os valores de OCR são semelhantes a valores médios coletados de outros locais antes de importar os dados de feixe para o servidor de dados. Esses dados são disponibilizados pelos físicos do Atendimento ao cliente Accuray.

    NOTA: Os arquivos de dados de fator TPR, OCR e fator de rendimento para colimadores fixos precisam ser importados em conjunto usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe).

17. Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, imprima as tabelas de dados calculados a partir do *Accuray Precision* System e compare-os com os valores iniciais medidos (antes de serem inseridos em um arquivo de texto sem formatação). As tabelas impressas de dados são as tabelas de pesquisa interpoladas e extrapoladas que ficam na memória do computador quando os cálculos de dose Ray-Tracing são realizados para o planejamento do tratamento.

    Compare os valores impressos e seus formatos de dados em relação aos valores iniciais medidos. Verifique se o processo geral de importação de dados ocorreu sem erros. Identifique os eventuais erros e confirme a validade dos dados de feixe. Para obter mais informações sobre a impressão das tabelas de dados, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Medições de fator de rendimento (OF)

O fator de rendimento (OF) é a razão entre a dose absorvida num tamanho de campo e a dose no tamanho de campo de referência. O tamanho do campo de referência para o Sistema CyberKnife no colimador fixo de 60 mm. Os dados do fator de rendimento são medidos por cada colimador e inseridos num único arquivo de dados de feixe no formato de texto sem formatação (ASCII ou ANSI).

NOTA: Os fatores de rendimento tanto para colimadores fixos quanto para o Colimador Iris são normalizados para a leitura de rendimento do colimador fixo de 60 mm à SAD de 800 mm.

O tamanho de campo de radiação é determinado pelo tamanho da abertura do colimador secundário (consulte colimadores fixos secundários Figura 6 na página 2-27). O tamanho de campo de radiação é definido pela SAD de referência para o Sistema CyberKnife em 800 mm. O tamanho de campo de radiação real é o FWHM, que é a distância entre ± 50% da dose máxima no eixo central. O FWHM pode ser medido a partir dos perfis de OCR (consulte “Medições de razão fora do centro (OCR)” na página 2-47).

O material a seguir é usado durante as medições de fator de rendimento:

- Objeto simulador de água com detector de diodo
- Todos os 12 colimadores fixos

Seleção do detector de diodo

Há diversos fatores a serem considerados ao selecionar o detector pequeno de diodo de campo para as medições do fator de rendimento [Ref. 3, Ref. 5]. Além disso, a geometria de configuração do detector influencia a precisão e na validade dos resultados das medições. A Figura 27 mostra a influência do detector de diodo nas medições de fator de rendimento.

Figura 27 Influência do detector em medições de fator de rendimento (OF)

Não há um método universal estabelecido para calcular fatores de rendimento para tamanhos de campo pequenos. Já se tentou corrigir o efeito de diferentes detectores. Há um exemplo descrito em [Ref. 5] e mostrado na Figura 28.

Figura 28 Fatores de rendimento corrigidos por Monte Carlo

▶ Realização de medições de fator de rendimento

1. Posicione o detector de diodo a uma profundidade de 15 mm no objeto simulador de água. Comece com o colimador fixo de 5 mm. Defina a distância da fonte ao eixo (SAD) como 800 mm. A SSD será 785 mm. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o InitFrames.

   NOTA: Se o diodo não foi testado, execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.

2. Certifique-se de que o feixe de radiação do colimador de 5 mm esteja perfeitamente centralizado com o detector de diodo.
3. Procure o ponto de leitura de rendimento máximo.

4. Meça o rendimento para cada colimador, começando e terminando com o colimador de 60 mm.

   NOTA: Faça medições adequadas para corrigir a variabilidade dos tipos de detector (consulte “Seleção do detector de diodo” na página 2-54).

   NOTA: Adquira primeiramente os dados de feixe para o colimador de 5 mm como referência. Como esse é o dado de feixe mais difícil de adquirir, ele é o melhor indicador da qualidade de configuração da medição.

5. Para determinar o fator de rendimento para cada colimador, divida as leituras pela leitura de rendimento do colimador de 60 mm.

   O fator de rendimento do colimador de 60 mm é de 1.

6. Repita as primeiras 4 etapas numa SAD de 650 mm, SSD = 635 mm.
7. Repita as primeiras 4 etapas numa SAD de 1.000 mm, SSD = 985 mm.
8. Divida cada leitura em 650 mm de SAD e 1.000 mm de SAD pela leitura obtida para o colimador de 60 mm em 800 mm de SAD.
9. Redimensione os valores de SAD de 650 mm e 1.000 mm obtidos na etapa anterior fatorando i inverso quadrado da razão ($1/r^2$) da respectiva SAD e da SAD de 800 mm.

   Por exemplo, os valores de 650 mm de SAD seriam multiplicados por $(650/800)^2$ e os valores de 1.000 mm de SAD seriam multiplicados por $(1.000/800)^2$.

10. Plote os valores.

    NOTA: Consulte o físico do Atendimento ao cliente Accuray para comparar os dados coletados em outros lugares.

11. Insira as medições no formato de texto sem formatação requerido com o nome de arquivo `DMtable.dat` (ou `.txt`) conforme descrito abaixo e mostrado no exemplo na Figura 29. Consulte o Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe” para uma lista de regras de validação de dados de feixe.

ATENÇÃO: Para verificar se os conteúdos e o formato do arquivo estão corretos, imprima e/ou plote os dados usando as ferramentas fornecidos pelo Sistema de planejamento de tratamento. O uso de dados incorretos pode resultar em falha no tratamento do paciente.

Verifique se o formato da tabela de fator de rendimento está como a seguir:

- 1ª linha: `version` = 100
- 2ª linha: `sample` = 0
- 3ª linha: Identificador para a instituição local
- 4ª linha: Deve aparecer como mostrado na Figura 29.
- 5ª linha: Deve aparecer como mostrado na Figura 29.
- 6ª linha: <*`Field sizes in mm (floating point)`*> (Tamanhos de campo em mm (ponto flutuante))
- 7ª a 9ª linha: <*`SAD in mm (integer)`*> <*`Output factor values (floating point)`*> (<SAD em mm (número inteiro) >< Valores de fator de rendimento (ponto flutuante)>)

Nas linhas 1 e 2, as palavras `version` e `sample` precisam estar em caixa baixa. As SADs em milímetros (800, 650, e 1.000) precisam estar listadas na ordem mostrada na Figura 29.

Figura 29 Exemplo de tabela de fator de rendimento em texto sem formatação (DMtable.dat) para diversas SAD

12. Verifique se a tabela de fator de rendimento está digitada corretamente sem espaços ou inserções de linhas excedentes como mostrado na Figura 29.

ATENÇÃO: Espaços ou quebras de linha excedentes gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas do Sistema de planejamento de tratamento e confirme se elas coincidem com os valores iniciais medidos.

13. Depois de coletar todos os dados de feixe necessários para o comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing para colimadores fixos e de gerar os arquivos de dados de feixe adequadamente formatados, importe os dados de feixe para o servidor de dados usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) conforme descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

    NOTA: Os arquivos de dados de fator TPR, OCR e fator de rendimento para colimadores fixos precisam ser importados em conjunto usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe).

14. Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, imprima as tabelas de dados calculados a partir do *Accuray Precision* System e compare-os com os valores iniciais medidos (antes de serem inseridos em um arquivo de texto sem formatação). As tabelas impressas de dados são as tabelas de pesquisa interpoladas e extrapoladas que ficam na memória do computador quando os cálculos de dose Ray-Tracing são realizados para o planejamento do tratamento.

    Compare os valores impressos e seus formatos de dados em relação aos valores iniciais medidos. Verifique se o processo geral de importação de dados ocorreu sem erros. Identifique os eventuais erros e confirme a validade dos dados de feixe. Para obter mais informações sobre a impressão das tabelas de dados, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris

Esta seção descreve o procedimento para a aquisição de dados de comissionamento de feixe para o Iris Variable Aperture Collimator opcional.

Os dados do feixe residem no servidor de dados do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. Os dados são necessários para que o software do *Accuray Precision* System gere planos de tratamento que usem o Colimador Iris.

Este procedimento se aplica somente ao Colimador Iris. Para obter mais informações sobre aquisição de dados de feixe para colimadores fixos, consulte “Aquisição de dados de feixe de colimador fixo” na página 2-27.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Pré-requisitos” na página 2-59
- “Montagem da gaiola para o Colimador Iris” na página 2-61
- “Ponteiro de distância frontal” na página 2-62
- “Montagem do detector de gaiola” na página 2-62
- “Colimador de laser pinhole para o Colimador Iris” na página 2-63
- “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71
- “Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)” na página 2-78
- “Medições de razão fora do centro (OCR)” na página 2-83
- “Caracterização do perfil de OCR do Colimador Iris” na página 2-87
- “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-96

Pré-requisitos

Esta seção descreve os pré-requisitos para realizar o procedimento de comissionamento de feixe com o Iris.

Equipamento fornecido pelo usuário

Para uma lista de equipamentos necessários, consulte “Equipamento para GQ e comissionamento” na página 2-5. Além dos requisitos do objeto simulador de água na lista, o objeto simulador de água deve permitir a aquisição de perfis de feixe radial por ângulos selecionáveis pelo usuário sobre o eixo central do feixe. É preciso também um nivelamento preciso.

Sistema CyberKnife Equipamento

Para realizar o procedimento de comissionamento de feixe do Iris, é preciso ter acesso de login ao modo **Physics** (Física) no computador de liberação do tratamento. É necessário o Teach Pendant para operar o robô de tratamento manualmente.

Os acessórios abaixo são fornecidos com o Sistema CyberKnife e também usados durante este procedimento:

- “Montagem da gaiola para o Colimador Iris” na página 2-61
- “Ponteiro de distância frontal” na página 2-62
- “Montagem do detector de gaiola” na página 2-62
- “Colimador de laser pinhole para o Colimador Iris” na página 2-63

Habilidades necessárias

São necessárias as seguintes habilidades para adquirir dados de feixe para o Colimador Iris:

- Uso de equipamento fornecido pelo usuário.
- A operação do Sistema CyberKnife a partir do modo **Physics** (Física) no computador de aplicação de tratamento.
- Operação manual do robô de tratamento utilizando o Teach Pendant.

É preciso também estar familiarizado com o procedimento de comissionamento para colimadores fixos descrito em “Aquisição de dados de feixe de colimador fixo” na página 2-27.

Temperatura do Colimador Iris

O sistema sensor que monitora a posição dos segmentos de tungstênio do Colimador Iris é afetado pela temperatura. Um sistema ativo de controle de temperatura mantém o sensor do Iris a uma temperatura acima da temperatura ambiente para minimizar esse efeito. O Colimador Iris é mantido a 30°C. Os componentes eletrônicos do Colimador Iris são mantidos a 48°C.

NOTA: O sistema de controle de temperatura ativo fica dentro do Colimador Iris. Ele funciona somente quando o Colimador Iris está conectado à cabeça de raios-X. Espere 5 minutos a cada vez que o Colimador Iris é selecionado na tabela de colimadores Xchange antes de adquirir dados de feixe. Esse intervalo de espera permite que o Colimador Iris atinja a temperatura desejada definida pelo sistema ativo de controle de temperatura.

Para obter mais informações sobre a unidade de Controle de Temperatura Ativo (ATC) para o Colimador Iris, consulte o Capítulo 1, “Visão geral do sistema”.

Colimador Iris Recursos de GQ

O Accuray tem diversos recursos automatizados de GQ para o Colimador Iris:

- Os interruptores de limite do hardware são verificados sempre que o Colimador Iris é inicializado.
- Um sensor de posição auxiliar é comparado com o sensor de posição principal para garantir que as leituras da posição não diferem significativamente uma da outra.
- A temperatura do sistema de sensores do Iris é mantida por um sistema de controle de temperatura ativo (consulte “Temperatura do Colimador Iris” na página 2-60). Se as leituras do sensor de posição diferirem, ocorre uma E-Stop (parada de emergência) e é exibida uma mensagem no computador de liberação de tratamento. Para fechar a janela da mensagem de erro, clique no botão **OK**. A abertura do Iris é redimensionada automaticamente para a abertura desejada.

Montagem da gaiola para o Colimador Iris

A montagem da gaiola inclui um flange acessório reversível que permite que seja montado na extremidade do Colimador Iris ou do compartimento secundário para colimadores fixos. A Figura 30 exibe o flange acessório reversível orientado para o Colimador Iris.

Figura 30 Gaiola com flange acessório reversível – orientada para o Colimador Iris

NOTA: O flange acessório pode ser usado independentemente do fixador da gaiola para medições usando o ponteiro de distância dianteiro.

Para inverter o flange acessório, desparafuse-o do fixador da gaiola, vire-o de cabeça para baixo e fixe-o novamente para o lado de baixo do chapa superior do fixador da gaiola usando os parafusos (consulte a Figura 31). O lado do flange com 3 abas fixa o Colimador Iris.

Figura 31 Fixação do flange acessório reversível para o Colimador Iris

Para obter informações sobre a fixação do flange acessório reversível para o compartimento secundário para colimadores fixos, consulte “Montagem da gaiola para colimadores fixos” na página 2-28.

Ponteiro de distância frontal

O ponteiro de distância frontal pode ser usado tanto com o Iris quanto com colimadores fixos. As leituras de posição do Iris e dos colimadores fixos são feitas em locais diferentes no ponteiro (consulte a Figura 21 na página 2-42).

Montagem do detector de gaiola

A montagem do detector da gaiola (consulte a Figura 30) é para fixar um diodo estereotáxico ou uma câmara de ionização tipo Farmer. Ao montar um diodo, o fixador do diodo deve ser montado no lado de baixo do anel inferior da gaiola. Ao montar uma câmara de ionização tipo Farmer, o suporte da câmara de ionização deve ser montado no lado superior do anel inferior da gaiola.

Colimador de laser pinhole para o Colimador Iris

O colimador a laser pinhole está disponível em dois modelos: o modelo A e o modelo B.
O procedimento de instalação e remoção do colimador pinhole depende do modelo conforme descrito abaixo.

- “Colimador a laser pinhole modelo A” na página 2-63
- “Colimador a laser pinhole modelo B” na página 2-66

Colimador a laser pinhole modelo A

O colimador a laser pinhole Iris modelo A contém dois componentes (consulte a Figura 32):

- Um colimador pinhole central colocado dentro de um flange externo.
- Um flange externo que contém o colimador pinhole e se fixa à extremidade do Colimador Iris. O lado superior tem 3 abas usadas para prender o flange no Colimador Iris. O flange se prende da mesma maneira que a gaiola.

Figura 32 Colimador a laser pinhole modelo A para usar com o Colimador Iris

▶ **Para fixar o colimador a laser pinhole Iris modelo A:**

1. No computador de aplicação de tratamento, clique no botão **Equipment Power** (Energia do equipamento) no menu do Sistema CyberKnife. Na janela Status do Equipamento, clique no botão **Power on** (Ligar).
2. Clique no botão **Physics** (Física) do menu do Sistema CyberKnife para se conectar ao modo **Physics** (Física).
3. Clique no botão **Collimator** (Colimador) para abrir a janela Colimador.
4. Na seção ***Iris Control*** (Controle do Iris) da janela Colimador, clique no botão **Initialize Iris** (Inicializar Iris).

   O processo de inicialização verifica a calibração da abertura para verificar seus limites quando aberta e quando fechada.
5. Na seção ***Collimator Aperture Selection*** (Seleção da abertura do colimador) da janela Colimador, selecione **Full Open** (Totalmente aberto) na lista suspensa **Desired Aperture** (Abertura desejada). Em seguida clique no botão **Apply** (Aplicar).
6. Assente o colimador pinhole central no lado superior do flange externo (consulte a Figura 33). O lado superior tem 3 abas usadas para prender o flange no Colimador Iris.

Figura 33 Colimador pinhole central modelo A assentado no flange externo

7. Na sala de tratamento, insira as 3 abas do flange externo nas 3 ranhuras na face inferior do Colimador Iris. Gire o flange externo em sentido horário até que ele pare.

   O colimador pinhole central deve se encaixar no banco inferior de segmentos de tungstênio.

   NOTA: Remova o flange se, ao girá-lo, ocorrer um erro de contato do sensor de detecção. Clique no botão **Reset** (Redefinir) para fechar a janela da mensagem de erro. Depois, clique no botão **Reset Iris** (Reiniciar Iris) na janela Colimador para reinicializar o Colimador Iris e repita as etapas de 5 a 7.

8. Na seção ***Collimator Aperture Selection*** (Seleção de abertura do colimador), selecione **Full Close** (Totalmente aberto) na lista suspensa **Desired Aperture** (Abertura desejada). Em seguida clique no botão **Apply** (Aplicar).

   O Colimador Iris fecha a abertura.

   NOTA: Selecione apenas **Full Close** (Totalmente fechado) na lista suspensa. Não selecione um tamanho de abertura diferente desse. Caso contrário, ocorrerá um E-Stop quando a abertura tanger o colimador pinhole.

9. Na sala de tratamento, verifique se o colimador pinhole está firmemente preso pelo banco inferior de segmentos de tungstênio.

▶ **Para remover o colimador a laser pinhole Iris modelo A:**

1. No computador de aplicação de tratamento, clique no botão **Equipment Power** (Energia do equipamento) no menu do Sistema CyberKnife. Na janela Status do Equipamento, clique no botão **Power on** (Ligar).
2. Clique no botão **Physics** (Física) do menu do Sistema CyberKnife para se conectar ao modo **Physics** (Física).
3. Clique no botão **Collimator** (Colimador) para abrir a janela Colimador.
4. Na seção ***Collimator Aperture Selection*** (Seleção da abertura do colimador) da janela Colimador, selecione **Full Open** (Totalmente aberto) na lista suspensa **Desired Aperture** (Abertura desejada). Em seguida clique no botão **Apply** (Aplicar).

   A abertura se abre totalmente.

   NOTA: Uma tentativa de reinicializar o Colimador Iris enquanto o colimador pinhole estiver conectado acarretará num erro E-Stop (Parada de Emergência) e a abertura também se abrirá totalmente.

5. Na sala de tratamento, verifique se o colimador pinhole está assentado frouxamente no flange externo. Será possível movê-lo com o dedo.
6. Gire o flange externo no sentido anti-horário para destravá-lo. Depois, baixe o flange externo para remover colimador pinhole da extremidade do Colimador Iris.
7. No computador de aplicação de tratamento, clique no botão **Reset** (Redefinir). Depois clique no botão **Continue** (Continuar) para fechar a janela de mensagem.

Colimador a laser pinhole modelo B

O colimador a laser pinhole Iris modelo B contém dois componentes (consulte a Figura 34):

Figura 34 Componentes do colimador a laser pinhole modelo B para usar com o Colimador Iris

- Um colimador pinhole que se encaixa dentro da abertura totalmente aberta Colimador Iris. Esferas carregadas por molas incorporadas em 3 lados do colimador pinhole o fixam dentro da abertura do Iris (consulte a Figura 35). Endentações em 3 lados permitem puxá-lo para fora da abertura do Iris. Uma haste vermelha flexível ajuda a indicar quando o colimador pinhole está instalado.

Figura 35 Colimador pinhole Iris modelo A para usar com o Colimador Iris

- Um flange externo que se fixa à extremidade do Colimador Iris para segurar o colimador pinhole. O flange tem 3 abas que se fixam o Colimador Iris do mesmo modo que na montagem da gaiola.

▶ **Para fixar o colimador a laser pinhole Iris modelo B:**

1. No computador de aplicação de tratamento, clique no botão **Equipment Power** (Energia do equipamento) no menu do Sistema CyberKnife. Na janela Status do Equipamento, clique no botão **Power on** (Ligar).
2. Clique no botão **Physics** (Física) do menu do Sistema CyberKnife para se conectar ao modo **Physics** (Física).
3. Clique no botão **Collimator** (Colimador) para abrir a janela Colimador.
4. Na seção ***Iris Control*** (Controle do Iris) da janela Colimador, clique no botão **Initialize Iris** (Inicializar Iris).

   O processo de inicialização verifica a calibração da abertura para verificar seus limites quando aberta e quando fechada.
5. Na seção ***Collimator Aperture Selection*** (Seleção da abertura do colimador) da janela Colimador, selecione **Full Open** (Totalmente aberto) na lista suspensa **Desired Aperture** (Abertura desejada). Em seguida clique no botão **Apply** (Aplicar).

6. Na sala de tratamento, insira o colimador pinhole central na abertura totalmente aberta do Colimador Iris. O colimador pinhole deve se encaixar adequadamente dentro do banco inferior dos segmentos de tungstênio de modo que esteja nivelado com eles (consulte a Figura 36).

AVISO: Observe as seguintes precauções ao usar o colimador pinhole:

- NÃO aplique força demais ao colimador pinhole nem a qualquer um dos segmentos de tungstênio da abertura do Iris. A força em excesso pode danificar o Colimador Iris.
- Quando o colimador pinhole estiver instalado, NÃO feche a abertura do Iris; selecione um tamanho de abertura diferente, inicialize o Colimador Iris ou tome outra medição que mova os segmentos de tungstênio da abertura do Iris. Deixe a abertura do Iris em posição totalmente aberta. Caso contrário, o Colimador Iris poderá ficar danificado.

NOTA: A haste flexível vermelha do colimador pinhole deve se estender para fora do Colimador Iris como auxílio para indicar que o colimador pinhole está inserido na abertura.

Figura 36 O colimador pinhole central modelo B inserido dentro do Colimador Iris quando a abertura é total

7. Insira as 3 abas do flange externo nas 3 ranhuras da face inferior do Colimador Iris. Em seguida, gire o flange externo em sentido horário até que as travas se encaixem (consulte a Figura 37).

AVISO: Certifique-se de instalar o flange externo para segurar o colimador pinhole. Caso contrário, o colimador pinhole pode cair, danificando o colimador pinhole ou outro equipamento.

NOTA: Faça o seguinte se, ao girar o flange externo, ocorrer um erro de contato do sensor de detecção:

- Remova o flange e depois o colimador pinhole (consulte “Para remover o colimador a laser pinhole Iris modelo B:” na página 2-70).
- Na janela da mensagem de erro, clique no botão **Reset** (Redefinir) perto da janela.
- Depois, clique no botão **Reset Iris** (Reiniciar Iris) na janela Colimador para reinicializar o Colimador Iris e repita da Etapa 5 até a Etapa 7.

Figura 37 O flange externo instalado sobre o colimador pinhole modelo B para prendê-lo

8. Pressione levemente o colimador pinhole com o polegar para garantir que o colimador pinhole esteja assentado com segurança na abertura do Iris.

▶ **Para remover o colimador a laser pinhole Iris modelo B:**

AVISO: Quando o colimador pinhole estiver instalado, NÃO feche a abertura do Iris; selecione um tamanho de abertura diferente, inicialize o Colimador Iris ou tome outra medição que mova os segmentos de tungstênio da abertura do Iris. Deixe a abertura do Iris em posição totalmente aberta. Caso contrário, o Colimador Iris poderá ficar danificado.

1. Na sala de tratamento, gire o flange externo em sentido anti-horário no Colimador Iris para destravá-lo. Depois puxe para remover o flange externo da extremidade do Colimador Iris.
2. Coloque 3 dedos nas endentações em 3 lados do colimador pinhole (consulte a Figura 38). Depois puxe o colimador pinhole da abertura do Iris.

AVISO: NÃO aplique força demais ao colimador pinhole nem a qualquer um dos segmentos de tungstênio da abertura do Iris. A força em excesso pode danificar o Colimador Iris. Não puxe o colimador pinhole usando a haste flexível. Caso contrário, a haste pode danificar-se ou pode ocorrer torque excessivo no Colimador Iris.

Figura 38 Endentações em 3 lados do colimador pinhole para puxá-lo para fora da abertura do Iris

Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris

Esta seção descreve como instalar o LINAC e o objeto simulador de água e realizar alinhamento de feixe para o Colimador Iris. Esses procedimentos são realizados antes de adquirir qualquer dado de feixe para o Colimador Iris. Eles se ampliam a todas as três medições de dados de feixe:

- “Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)” na página 2-78
- “Medições de razão fora do centro (OCR)” na página 2-83
- “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-96

Os procedimentos consistem em uma configuração inicial seguida de um alinhamento de feixe. Esses procedimentos são descritos a seguir. Para obter informações adicionais, consulte “Sobre a configuração inicial e os procedimentos de alinhamento de feixe” na página 2-76.

NOTA: Para montar um detector de referência para medições de dados de feixe, é necessário remover a tampa inferior do LINAC. Depois que as medições de dados de feixe forem realizadas, a tampa do fundo deve ser reafixada firmemente ao LINAC. Para obter instruções, consulte “Refixação da tampa do LINAC” na página 2-35.

Procedimento de Configuração Inicial

Durante o procedimento inicial de configuração, o LINAC e o objeto simulador de água estão em alinhamento inicial. É necessário o alinhamento inicial para permitir o uso das capacidades do objeto simulador de água para centralização do feixe com o feixe do Colimador Iris.

Para realizar o procedimento de configuração inicial:

1. Usando o Teach Pendant, mova o robô de tratamento para posicionar o LINAC nas proximidades da sala de tratamento onde as medições serão feitas. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o Sistema CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o programa InitFrames. Esse local deve satisfazer as seguintes condições:
   - deve ser possível colocar um objeto simulador de água nesse local;
   - Quando cheio d’água, o objeto simulador de água não pode ser virado para os detectores no chão do sistema de imagens de raios X.
   - Quando o LINAC estiver apontando verticalmente para baixo, não há distância adequada o suficiente entre a superfície de rendimento do banco inferior de segmentos de tungstênio e a superfície de água do tanque o bastante para estender-se de 20 para 60 cm.
   - A distância da fonte à superfície (SSD) deve ser de aproximadamente 800 mm.

ATENÇÃO: Olhe sempre para o robô de tratamento, não para o Teach Pendant, quando o robô estiver em movimento, para evitar colisões.

2. Movimente o robô a partir de Perch (Repouso) ou Path Start (Início do percurso) para a área acima do tanque de água.
3. Troque o modo Tool (Ferramenta) e gire o robô em A para aumentar o ângulo de articulação A5 para aproximadamente +45 graus.
4. Mude a posição do robô em Z através do intervalo completo de posições esperadas para o comissionamento, ou seja, aproximadamente 10 cm e 40 cm acima da superfície de água esperada. Durante esta movimentação, monitore o ângulo de articulação A5 e certifique-se que o ângulo não seja inferior a 15 graus.
   - Se o ângulo da articulação não for inferior a 15 graus, mude a posição do robô em Z para uma posição que esteja 40 cm acima da superfície de água esperada. Gire o robô em A de modo que o ângulo de articulação A5 seja de aproximadamente 45 graus. Novamente, mude a posição do robô em Z através do intervalo completo de posições e certifique-se que o ângulo não esteja abaixo de 15 graus.
   - Se o ângulo da articulação continuar a reduzir para abaixo de 15 graus, pode ser necessário mover o simulador de água para outro local que ainda cumpra os requisitos definidos acima.
5. Para orientar adequadamente o robô, mude a posição do robô em X e Y para uma posição acima do centro da área de varredura do tanque de água. Fique no modo Tool (Ferramenta) para o lembrete das etapas de configuração.
6. Gire o simulador de água de forma que as laterais do LINAC estejam paralelas às laterais do objeto simulador.
7. Determine a orientação adequada do feixe/colimador em relação ao tanque. Isso pode ser feito pela mudança de posição do robô no modo Tool (Ferramenta) X ou Y e observando como a posição do laser se movimenta pelo tanque. O laser deve seguir as marcações do tanque e/ou acertar o ponto em qualquer uma das laterais do tanque. O objetivo deve ter o eixo de varredura primários do tanque alinhado com o eixo do modo Tool (Ferramenta) X e Y conforme em Figura 39. Subsequentemente, isso garante que o feixe/colimador está alinhado ao tanque para varredura adequada. Certifique-se de que L1 = L2.
   Se L1 não for igual a L2, primeiramente, gire o tanque para ajuste grosso e, em seguida, gire o robô em A para realizar os ajustes finos na orientação adequada.

Figura 39 1. Trace o caminho do ponto de feixe de laser conforme o robô é movimentado no modo Tool (Ferramenta) Y 2. Objeto simulador de água

NOTA: Pode ser difícil de determinar a localização do ponto do feixe no tanque de água devido a refrações e reflexos do feixe de laser num tanque com água opticamente transparente. Coloque pedaços de fita adesiva opaca no tanque de água onde o feixe de laser incide para medições exatas de L1 e L2.

8. Use as capacidades de ajuste do objeto simulador de água para nivelar o tanque.

O LINAC e o tanque de água agora estão aproximadamente alinhados. A etapa seguinte é o alinhamento do feixe como descrito abaixo.

Procedimento de Alinhamento de Feixe

Depois do procedimento de configuração inicial, realiza-se um procedimento para alinhar o eixo central do feixe de radiação do Colimador Iris com o eixo de movimento vertical do trilho do objeto simulador de água.

Para realizar o procedimento de alinhamento do feixe:

1. Insira o colimador a laser pinhole no Colimador Iris (consulte “Colimador de laser pinhole para o Colimador Iris” na página 2-63).

   NOTA: O Colimador Iris deve ser iniciado antes da gaiola ser anexada ao compartimento.

   Encha o tanque de água com apenas alguns centímetros de água.

2. Use a reflexão do feixe de laser do colimador do tanque de água de volta para o colimador com apontador para alinhar verticalmente o feixe de laser. Para isso, ajuste apenas a rotação das articulações A5 e A6 do robô de tratamento.

   O feixe de laser agora está na vertical e incide normalmente na superfície da água. Assim, o feixe de laser não será refratado pela água.

   NOTA: Depois de realizar com sucesso essa etapa, é aceitável que o eixo do mecanismo do Colimador Iris não esteja perfeitamente vertical.

3. Encha o tanque com água.
4. Monte o detector de diodo estereotáxico no objeto simulador de água.
5. Mova a montagem do diodo verticalmente para que o diodo esteja logo abaixo de onde a superfície da água estaria se o tanque estivesse cheio. Mova então a montagem do diodo horizontalmente para que o ponto do laser esteja centralizado no meio do diodo.
6. Mova a montagem do diodo do objeto simulador de água para baixo ao longo de seu eixo vertical. Observe o ponto de laser no diodo à medida que este é movido mais para o fundo do tanque de água. Se o movimento vertical do eixo do objeto simulador de água estiver realmente na vertical (com relação à gravidade), o ponto do feixe de laser permanecerá bem centralizado no diodo.
7. Se o ponto de feixe de laser não ficar centralizado no diodo à medida que ele se move mais para o fundo do tanque, isso pode ser corrigido em Etapa 9 e Etapa 13.
8. Mova a montagem do diodo de forma que o volume sensível fique na superfície da água. Em seguida, reprograme o objeto simulador de água para que essa posição se torne a origem mecânica (0, 0, 0) dos eixos coordenados do objeto simulador de água.

   NOTA: Consulte a documentação do fabricante do diodo para saber a localização do volume sensível.

9. Faça uma varredura com o detector de diodo pela superfície no plano XY e confirme que a profundidade do diodo seja constante ao longo dos eixos X e Y pelo campo de varredura. Se a profundidade não for constante, ajuste o tanque de modo apropriado.
10. Remova o colimador a laser da gaiola do Iris.
11. Use o aplicativo **Collimator** (Colimador) no modo **Physics** (Física) para configurar a abertura do Iris como 7,5 mm.

AVISO: Não ajuste o tamanho do campo Iris com o colimador com apontador instalado. Isso pode resultar em danos ao colimador Iris.

12. Ligue o feixe de radiação usando os controles na tela **Warmup** (Aquecimento) do LINAC ou na tela **Calibration Check** (Verificação de calibração) do LINAC no modo **Physics** (Física). Use então a rotina para encontrar o centro do objeto simulador de água em 2 profundidades diferentes no tanque de água.
13. Se as coordenadas X-Y do centro do feixe forem diferentes em 2 profundidades, o feixe de radiação não está vertical.

    Nesse caso, calcule o grau de declinação de feixe ao longo dos 2 eixos. Desse modo, os ângulos necessários são computados (ajustes B e C do modo Tool (Ferramenta)) do LINAC exigidos para trazer o feixe de radiação em colinearidade com o eixo vertical de percurso do objeto simulador de água.
14. Use o Teach Pendant para mover o robô de tratamento usando pequenos ajustes nas rotações B e C no modo para tentar colocar o feixe de radiação na vertical.
15. Assim que o feixe de radiação estiver na vertical, redefina o ponto nulo do objeto simulador de água para que ele coincida com o feixe de radiação vertical.
16. Instale o ponteiro de distância dianteiro. Em seguida, mova o robô de tratamento em Z nas coordenadas de Tool (Ferramenta) para configurar o LINAC à SSD de 800 mm.

Sobre a configuração inicial e os procedimentos de alinhamento de feixe

A configuração inicial e os procedimentos de alinhamento de feixe descritos acima são necessários para usar a rotina para determinação de centro dos objetos simuladores de água recomendados pela Accuray. O ponto nulo do objeto simulador de água deve coincidir com o eixo central do feixe de radiação para adquirir perfis de feixe radial.

A rotina para determinação do centro funciona com varreduras ao longo de 2 eixos ortogonais no plano do paciente. Isso determina o centro dos perfis de feixe ao longo de cada um dos 2 eixos. Presume-se uma linha horizontal passando através do centro e da perpendicular do perfil medido ao longo de cada eixo para a interseção do centro do feixe. Essa geometria é descrita abaixo para uma abertura retangular, circular e dodecagonal (12 lados) (consulte a Figura 40 e Figura 41).

- **Abertura retangular:** Para um LINAC de radioterapia tipicamente baseado em cabeçote com uma abertura retangular, a determinação do centro exige que os eixos X-Y do sistema motor do objeto simulador de água estejam paralelos em relação às direções canônicas “no plano” e “transversal ao plano” definidas pelo plano de rotação do cabeçote.

  Se houver um deslocamento rotacional relativo entre os eixos do objeto simulador de água e os eixos do LINAC, a rotina de determinação de centro não funciona como mostrado na Figura 40. Para um feixe retangular, se os eixos forem girados um em relação ao outro num ângulo arbitrário, uma linha que passe através do centro do perfil medido não faz interseção com o centro do feixe. Para um feixe retangular, se os lasers de alinhamento da sala estiverem disponíveis, pode-se usá-los para alinhar o objeto simulador de água.

(a) Feixe retangular **(b) Feixe circular**

Figura 40 Eixos principais do LINAC (linha tracejada), eixos de movimento do objeto simulador de água (linha contínua) e uma linha (branca) dividindo o perfil para feixes circulares e retangulares

- **Abertura circular**: Uma vez que os feixes de radiação no Sistema CyberKnife não são coplanares, é mais difícil alinhar os eixos principais do LINAC com os eixos de movimento do objeto simulador de água para feixes retangulares. Entretanto, os colimadores fixos do Sistema CyberKnife produzem feixes circulares. Para colimadores fixos, devido à simetria do feixe circular, não é necessário alinhar de modo rotacional os eixos do LINAC com os eixos do objeto simulador de água. A rotina de determinação de centro do feixe funciona mesmo que tenha havido um deslocamento entre eles como se mostra na Figura 40.
- **Abertura dodecagonal**: Para feixes poligonais, os eixos de movimento do objeto simulador de água devem estar paralelos aos eixos de simetria do polígono. Caso contrário, a rotina de determinação de centro não funciona. Esse efeito é mostrado na Figura 41 para um feixe dodecagonal (com 12 lados).

  O Colimador Iris produz uma abertura de 12 lados que forma um dodecágono regular. Ele exige um alinhamento cuidadoso entre os eixos de movimento do objeto simulador de água e os eixos de simetria do feixe de radiação para determinar o centro do feixe, como se mostra à esquerda na Figura 41.

  NOTA: Devido à simetria do Colimador Iris, o alinhamento mostrado à esquerda na Figura 41 não é o único alinhamento aceitável. Também se aceita um deslocamento rotacional relativo de 15° entre o objeto simulador de água e o Colimador Iris.

(a) Feixe dodecagonal **(b) Ângulo de rotação arbitrário**

Figura 41 Eixos principais do LINAC (linha tracejada), eixos de movimento do objeto simulador de água (linha contínua) e uma linha (branca) dividindo o perfil para um feixe dodecagonal

O Colimador Iris também tem um formato de penumbra que é periódico, mas não uniforme, ao longo do seu perímetro como descrito em “Caracterização do perfil de OCR do Colimador Iris” na página 2-87. Como resultado, o formato de um perfil de feixe medido ao longo de uma corda arbitrária do dodecágono não será simétrico. Esse efeito é mostrado à direita na Figura 41 (o grau de erro introduzido pelo desalinhamento foi exagerado).

A Figura 40 e a Figura 41 mostram que, para feixes não circulares, existe um erro a menos que os eixos do objeto simulador de água e os eixos de simetria do feixe de radiação estejam paralelos. Contudo, o grau tolerável de erro é menor que um milímetro por causa da precisão exigida para procedimentos radiocirúrgicos. É necessário realizar o procedimento de configuração de forma cuidadosa e extensiva para atingir uma precisão milimétrica.

Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)

Antes de fazer medições de razão tecido-objeto simulador, configure o LINAC e o equipamento de objeto simulador de água como descrito em “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71.

Os dados de feixe de TPR para o Colimador Iris são adquiridos usando-se o mesmo procedimento e equipamento para colimadores fixos exceto para os seguintes:

- A abertura do Colimador Iris é alterada remotamente usando o modo **Physics** (Física) no computador de aplicação de tratamento.
- O Colimador Iris usa uma orientação de flange da gaiola diferente da orientação dos colimadores fixos (consulte a Figura 30 na página 2-61).
- O Iris e os colimadores fixos usam o mesmo apontador de distância dianteiro. Entretanto, as leituras de posição para o Colimador Iris são feitas em lugares diferentes do apontador (consulte a Figura 21 na página 2-42).
- Ao usar o Colimador Iris, é possível adquirir medições de TPR em cada profundidade para todas as aberturas (exceto as aberturas de 5, 7,5 e 10 mm) antes de mover para a próxima profundidade. Isso difere do procedimento para colimadores fixos, em que cada abertura passa por todas as profundidades antes de mudar para outro colimador.

Para procedimentos de medição de TPR para colimadores fixos, consulte “Medições da razão tecido-objeto simulador (TPR)” na página 2-40.

▶ **Para realizar medições de TPR:**

ATENÇÃO: Devido à repetitividade do tamanho de abertura do Iris, devem-se adquirir medições TPR para as aberturas menores (5; 7,5 e 10 mm) sem redimensionar o Colimador Iris entre as profundidades, procedendo-se como a seguir. Caso contrário, os dados de comissionamento de feixe podem ser menos precisos.

A seguir, um procedimento para adquirir medições de TPR com um exemplo de sequência de etapas para as aberturas menores do Iris (5,0; 7,5 e 10 mm).

1. Uso o reflexo do feixe de laser na superfície da água para posicionar verticalmente o LINAC.

   NOTA: Esta etapa não garante que o LINAC esteja perfeitamente vertical, a menos que os feixes de laser e de radiação estejam exatamente alinhados. Consulte “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71 para ver um procedimento preciso de alinhamento vertical do feixe de radiação.

2. Conecte a gaiola do Iris e o apontador dianteiro ao Colimador Iris. Defina a distância do LINAC para a superfície da água para 800 mm. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o programa InitFrames.
3. Insira o diodo dentro da montagem do diodo na gaiola. Certifique-se de que a montagem do diodo esteja conectada ao interior da gaiola como se mostra na Figura 20 na página 2-41. Use o apontador dianteiro para posicionar o detector de diodo o mais próximo possível da SAD de 800 mm. Consulte a especificação do fabricante do diodo quanto à profundidade do volume sensível e considere-a ao medir a distância entre a fonte e o detector com o ponteiro dianteiro.
4. Remova a gaiola do Colimador Iris com o diodo conectado (não remova o diodo). Remova o apontador dianteiro da gaiola. Reconecte a gaiola ao Colimador Iris com o diodo ainda conectado.
5. Movimente o robô de tratamento para posicionar o diodo a 300 mm de profundidade para verificar que haja água suficiente no tanque.

   Se não por possível alcançar a profundidade de 300 mm adicione mais água ao tanque. Reajuste então a posição do robô de tratamento para uma SSD de 800 mm SSD em referência ao novo nível de superfície da água.

   NOTA: Se o diodo não foi testado, execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.

6. Saia da sala de tratamento. Usando a janela Collimator (Colimador) no modo **Physics** (Física), defina a abertura do Iris para 60 mm.

7. Libere 100UM três vezes. Faça a média das 3 leituras do diodo. Repita as medições à mesma profundidade usando aberturas do Iris de 50, 40, 35, 30, 25, 20, 15 e 12,5 mm.

   NOTA: Se a combinação eletrômetro/diodo não der um sinal suficientemente confiável, considere aumentar as unidades monitoras usadas para essas medições. Verifique também as configurações de ganho do eletrômetro.

8. Entre na Sala de tratamento. Mova o robô de tratamento para a próxima profundidade de TPR. Libere 3 disparos a 100 MU para cada abertura do Iris de 60 mm a 12,5 mm.
9. Repita as etapas acima para cada profundidade de TPR para cada abertura do Iris de 60 mm a 12,5 mm.

   NOTA: Para gerar uma curva aceitável de TPR, adquira leituras nas seguintes profundidades, no mínimo: 0, 3, 5, 8, 10, 13, 15, 20, 30, 50, 100, 150, 200, 250, e 300 mm.

10. Mova o robô de tratamento de volta à profundidade de 300 mm. Defina a abertura do Colimador Iris para 5 mm. Adquira 3 medições de TPR a 100 MU. Repita as 3 medições usando a abertura de 5 mm para cada profundidade de TPR.

    NOTA: Não altere a abertura do Iris entre as medições.

    Se, por algum motivo, o Colimador Iris precisar ser reinserido na abertura ou for inadvertidamente alterado, volte à profundidade de 300 mm. Comece então a medição de TPR a partir do início usando a abertura de 5 mm.

11. Repita a etapa acima para a abertura do Iris de 7,5 mm.
12. Repita a Etapa 10 para a abertura Iris de 10 mm.

Uma comparação dos dados TPR para os colimadores Iris e fixos para várias aberturas em um Sistema CyberKnife de teste é mostrada na Figura 42 à Figura 45. Os dados mostrados são apenas para exemplo. Os dados reais de TPR do seu Sistema CyberKnife podem ser diferentes.

Figura 42 Dados de TPR para Iris e colimadores fixos (abertura de 7,5 mm)

Figura 43 Dados de TPR para Iris e colimadores fixos (abertura de 15 mm)

Figura 44 Dados de TPR para Iris e colimadores fixos (abertura de 30 mm)

Figura 45 Dados de TPR para Iris e colimadores fixos (abertura de 60 mm)

Medições de razão fora do centro (OCR)

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Ângulos de perfil de OCR para o Colimador Iris” na página 2-83
- “Realização de medições de OCR” na página 2-85
- “Comparação de perfis de OCR para colimadores fixos e Colimador Iris” na página 2-86

O procedimento para a aquisição dos dados de feixe da razão fora do centro (OCR) para o Colimador Iris é diferente do descrito para colimadores fixos abaixo:

- Para o Colimador Iris, faz-se a média de 4 perfis de OCR em cada profundidade para cada abertura.
- Para colimadores fixos, faz-se a média de apenas 2 perfis de OCR para cada profundidade para cada abertura.

Os dados de feixe de OCR para o Iris e para colimadores fixos são adquiridos usando a distância fora do eixo (distância do eixo do feixe central) e as mesmas profundidades (distância da superfície do objeto simulador de água).

Ângulos de perfil de OCR para o Colimador Iris

Os dados de feixe de OCR para o Colimador Iris são adquiridos em 4 perfis diagonais: 0°, 15°, 90°, 105°. Os ângulos são definidos em relação a um eixo do tanque de água depois que o tanque está alinhado como descrito em “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71. Faz-se a média e dividem-se à metade 4 perfis para produzir um único perfil radial médio representativo do feixe em cada profundidade medida para cada abertura, do mesmo jeito que faz-se a média e divide-se pela metade os perfis de colimador fixo adquiridos a 0° e 90°.

Antes de adquirir os dados de feixe de OCR para o Colimador Iris, é muito importante alinhar o feixe de radiação do LINAC com o eixo de movimento vertical e um dos eixos de movimento horizontal do objeto simulador de água. É necessário alinhar o feixe porque o Colimador Iris produz um feixe poligonal. Espera-se, portanto, que perfis individuais de OCR sejam diferentes. Em “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71 encontra-se uma descrição de procedimento de alinhamento de feixe.

As diferenças nos perfis de OCR individuais é maior do que para uma abertura de Iris de 60 mm. Veja um exemplo de varreduras individuais em objeto simulador de água para uma abertura do Iris de 60 mm em Figura 46. Figura 47 e Figura 48, mostrando vistas expandidas da penumbra direita e esquerda dos perfis de OCR.

Figura 46 Perfis individuais de OCR para uma abertura do Iris de 60 mm

Figura 47 Vista expandida da penumbra esquerda dos perfis de OCR para uma abertura do Iris de 60 mm

Figura 48 Vista expandida da penumbra direita dos perfis de OCR para uma abertura do Iris de 60 mm

Realização de medições de OCR

Para ver um exemplo do processamento dos dados de feixe de OCR para o Colimador Iris usando IBA OmniPro versão 6 ou anterior, consulte o Apêndice 2B, “Processamento de dados de feixe de OCR (Exemplos)”.

Adquirir Perfis OCR

1. Conclua as etapas para configurar o LINAC e o objeto simulador de água como descrito em “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o programa InitFrames.

   NOTA: Se o diodo não foi testado, execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.

2. Adquira perfis de OCR nos ângulos específicos de 0°, 15°, 90°e 105° (consulte “Ângulos de perfil de OCR para o Colimador Iris” na página 2-83) usando um dos seguintes métodos:
   - Controle o objeto simulador de água para adquirir perfis de OCR nos ângulos de 0°, 15°, 90°e 105°.
   - Pode-se também adquirir primeiro os perfis de OCR em 0° e 90°. Gire então o objeto simulador de água em 15° e adquira 2 perfis de OCR adicionais em 0° e 90° nessa nova posição rotacional.

Se você escolher girar o objeto simulador de água em vez de adquirir os dados ao longo de 4 perfis diagonais:

- Realize a rotação do objeto simulador de água com cuidado.
- A posição do feixe de laser no detector de diodo deve ser notada com atenção antes da rotação do objeto simulador de água. Essa posição pode ser usada para ajudar o realinhamento do objeto simulador de água depois que ele tiver sido girado.
- Se houver lasers de alinhamento disponíveis na sala de tratamento, eles podem auxiliar no processo de rotação.
- Verifique a orientação vertical do objeto simulador de água e realinhe o objeto simulador de água se necessário depois que ele foi girado.

3. Para ver um exemplo do processamento dos dados de feixe de OCR para o colimador Iris usando IBA OmniPro versão 6 ou anterior, consulte “Processamento de dados OCR no PTW MEPHYSTO mc2 (Exemplos)” na página 2B-2.

Comparação de perfis de OCR para colimadores fixos e Colimador Iris

A penumbra e a largura máxima na metade do mínimo (FWHM) de feixes do Colimador Iris não coincidem exatamente com as de feixes de colimadores fixos num dado Sistema CyberKnife. Consulte a Figura 49 e a Figura 50 para ver uma comparação entre perfis de OCR tanto para o Iris quanto para colimadores fixos a partir do mesmo Sistema CyberKnife de teste. Os dados mostrados são apenas para exemplo. Os dados reais de OCR do seu Sistema CyberKnife podem ser diferentes.

Figura 49 Comparação de perfis de OCR para feixes de colimadores Iris e fixos num intervalo de 5 mm a 15 mm de FWHM (abertura nominal)

Figura 50 Comparação de perfis de OCR para feixes de colimadores Iris e fixos num intervalo de 20 mm a 60 mm de FWHM (abertura nominal)

Caracterização do perfil de OCR do Colimador Iris

Esta seção explica por que a média dos 4 perfis diagonais descritos anteriormente é suficiente para caracterizar a média verdadeira do perfil de OCR do Colimador Iris.

Penumbra de feixe do Colimador Iris

A abertura do Colimador Iris é produzida por 2 bancos hexagonais de segmentos de tungstênio que produz um feixe de radiação dodecagonal (de 12 lados). Metade dos lados chatos que formam o perímetro do feixe são formados pela beirada hexagonal superior e a outra metade é formada pela beirada hexagonal inferior.

Como resultado desse formato de feixe, a penumbra do perfil radial de feixe em qualquer dos lados do dodecágono é diferente daquela nos 2 lados vizinhos mais próximos formados pelo outra beirada hexagonal. Esse efeito é mostrado na Figura 51 e fica mais evidente ao examinar as linhas de isodose do feixe do Colimador Iris em “Linhas de isodose de feixe do Colimador Iris” na página 2-88.

Como os bancos hexagonais superior e inferior no Colimador Iris produzem colimação, é necessário fazer a média de pelo menos 4 perfis de OCR para conseguir a qualidade de medição da média de 2 perfis usada para colimadores fixos.

Diferente de perfis de OCR, o método para adquirir o fator de rendimento e os dados de TPR para o Colimador Iris não requerem atenção especial. A razão disso é que o fator de rendimento e as medições de TPR são feitas ao longo do eixo do feixe central, que é o eixo de simetria rotacional do Colimador Iris. Em contraste com as medições de fator de rendimento unidimensionais e medições de TPR bidimensionais, os perfis de OCR precisam de medições tridimensionais, que incluem a região de penumbra do feixe.

Figura 51 Penumbra formada pelos bancos hexagonais de segmentos de tungstênio superior e inferior

NOTA: A Figura 51 mostra uma orientação arbitrária do Colimador Iris. Consulte na Figura 41 a orientação real dos perfis para o Colimador Iris.

Linhas de isodose de feixe do Colimador Iris

Os ângulos diagonais escolhidos para medir perfis de OCR para o Colimador Iris são determinados examinando-se as linhas de isodose do feixe do Colimador Iris.

As linhas de isodose de perfil de feixe do Colimador Iris para uma abertura maior no plano perpendicular ao eixo de feixe central são mostradas na Figura 52. Esse gráfico foi gerado a partir de uma série de 120 medições de perfis diagonais adquiridos usando-se um objeto simulador de água em intervalos de 1,5° em torno do eixo de feixe central.

Figura 52 Linhas de isodose de 10% a 90% para uma abertura do Iris de 44 mm numa profundidade de 100 mm e 800 mm de SAD (dados do simulador de água)

O gráfico mostra que o formato do feixe do Colimador Iris tem a seguinte periodicidade:

- A linha de 90% de isodose tem periodicidade pequena ou imperceptível porque a porção central do feixe não está colimada.
- Na região de penumbra do feixe, o período é 30°, esperado para um dodecágono regular.
- Na porção final da penumbra, o período a 20% de linha de isodose é 60°. Essa periodicidade não significa que o Colimador Iris tenha um perfil de feixe hexagonal na linha de isodose de 20%. Em vez disso, o perfil de feixe a essa linha de isodose é um polígono de 12 lados que consiste em lados longos e curtos alternadamente, como mostrado em Figura 53.

Figura 53 Imagem de filme de um feixe do Colimador Iris (à esquerda) e uma análise numérica do filme (à direita) usando um scanner de filme de 16 bits

A Figura 53 mostra uma imagem de filme do feixe do Colimador Iris junto a uma análise numérica do filme. Na região de penumbra do filme, as linhas de isodose aparecem como dodecágonos regulares. A filme foi exposto a uma duração longa o bastante para que a linha de isodose de 20% no meio do intervalo dinâmico do filme. Por isso, a olho nu, a linha de isodose de 20% forma uma transição proeminente entre as regiões escura (exposta) e clara (não exposta) do filme.

Amostra de medição para perfis de OCR

Se o Colimador Iris tem um período de 60° e deseja-se uma amostra em 4 locais uniformes dentro desse período, deve ser possível calcular o perfil de OCR médio fazendo medições em intervalos regulares de 15° como mostrado na Figura 54. As setas vermelhas no gráfico indicam os pontos em que as medições seriam feitas.

Figura 54 Exemplos de conjuntos de 4 ângulos em que se tomariam amostras uniformes de uma quantidade física que tem um período de 60° sobreposto a um período de 30°

Para uma dada medição em 4 ângulos, a adição de um mesmo ângulo arbitrário a todos os 4 ângulos ainda resultaria em uma amostragem uniforme de medição. Medições usando o conjunto de 4 ângulos definidos como Grupo B na Figura 54 deveriam ser as mesmas ao usar outro conjunto de 4 ângulos subtraídos de 7,5° de cada um.

Além disso, se o período da abertura do Iris é de 60°, qualquer perfil do Colimador Iris medido em um ângulo Φ deve ser equivalente a um perfil medido em um ângulo $\Phi \pm n*60°$, onde $n*60°$ é um múltiplo de 60°.

Para provar a hipótese acima, uma série de medições foram realizadas, nas quais 4 perfis de feixe diagonais do Colimador Iris foram medidos usando-se um objeto simulador de água. Foram feitas médias das 4 medições e elas foram comparadas com o perfil médio radial por todos os pixels medidos usando exposições de filme radiocrômico.

Exemplos dos resultados são mostrados na série de gráficos sobrepostos para várias aberturas do Iris (60, 40, 10 e 5 mm) mostrados na Figura 55 até a Figura 58. Abaixo, cada linha sobreposta é um gráfico da diferença entre a média dos 4 perfis diagonais e a média do filme por todo o feixe. Essa diferença é menor que 2% em todos os casos e normalmente menor que 1%. As medições foram feitas a uma profundidade de 100 mm e com 800 mm de SAD.

Figura 55 Sobreposição da média de 4 perfis diagonais de OCR versus a média baseada em filme para uma abertura nominal de Iris de 60 mm (acima) e a diferença entre as 2 médias (abaixo)

Figura 56 Sobreposição da média de 4 perfis diagonais de OCR versus a média baseada em filme para uma abertura nominal de Iris de 40 mm (acima) e a diferença entre as 2 médias (abaixo)

Figura 57 Sobreposição da média de 4 perfis diagonais de OCR versus a média baseada em filme para uma abertura nominal de Iris de 10 mm (acima) e a diferença entre as 2 médias (abaixo)

Figura 58 Sobreposição da média de 4 perfis diagonais de OCR versus a média baseada em filme para uma abertura nominal de Iris de 5 mm (acima) e a diferença entre as 2 médias (abaixo)

A Figura 59 mostra a diferença entre a média os 4 perfis diagonais de OCR medida usando-se um objeto simulador de água versus uma média baseada em filme para uma abertura do Iris de 60 mm. Para essas medições, houve um incremento de +5° ao conjunto de ângulos usados para medir os dados mostrados na Figura 55.

Não há uma diferença essencial entre a o perfil médio de OCR calculado a partir das médias de 4 perfis diagonais adquiridos num conjunto de ângulos – chamado grupo A – e um perfil médio de OCR calculado com as médias de perfis diagonais adquiridos num conjunto de ângulos Grupo A + θ. Nesse caso, θ é um ângulo arbitrário contanto os 4 ângulos atenderem o requisito de que a amostragem do perfil de feixe é feita em intervalos de 15°.

Figura 59 A diferença entre os 4 perfis diagonais de OCR versus a média baseada em filme para uma abertura do Iris nominal de 60 mm com um incremento de +5° ao conjunto de ângulos usados para medir os dados mostrados na Figura 55

A Figura 60 e a Figura 61 mostra que os resultados são os mesmos quando um ângulo arbitrário é adicionado aos 4 ângulos e as medições são feitas ao longo dessas novas diagonais.

A Figura 60 mostra a diferença entre a média geral de perfil de OCR a partir de filme e 4 médias diagonais de perfil de OCR a partir de filme para uma abertura do Iris nominal de 50 mm. Na Figura 61, vários ângulos de deslocamento foram adicionados ao conjunto de 4 ângulos. Em todos os casos, as diferenças entre o perfil médio de 4 diagonais de filme e o perfil médio geral de filme (36 diagonais) é da ordem de 1% ou menos.

Figura 60 Diferença entre um perfil médio de OCR em 4 diagonais de filme e o perfil médio de OCR de filme geral para abertura nominal do Iris de 50 mm

Figura 61 A diferença entre o perfil médio de OCR em 4 diagonais de filme e o perfil médio de OCR de filme geral para uma abertura do Iris nominal de 50 mm com vários ângulos de deslocamento para um conjunto de 4 ângulos

Conjunto recomendado de ângulos diagonais

Os dados descritos nas seções anteriores demonstram que a média de um conjunto cuidadosamente selecionado de 4 perfis diagonais é o suficiente para gerar um perfil de OCR representativo para o Colimador Iris pelo intervalo completo de configurações possíveis de abertura [Ref. 6].

Cada conjunto de 4 ângulos é escolhido como amostra para o feixe de radiação em intervalos de 15°. Contanto que o espaço entre os ângulos seja o mesmo, se o número arbitrário de ângulos de deslocamento é adicionado ao ângulo, o resultado é o mesmo. Portanto, o conjunto de ângulos 0°, 15°, 90° e 105° é equivalente aos conjuntos testados nas seções anteriores. Esse conjunto de ângulos tem a vantagem de que os perfis a 0° e 90° são paralelos aos eixos intrínsecos de movimento do objeto simulador de água e não requerem varreduras diagonais. O movimento ao longo de um único eixo (X ou Y) do objeto simulador de água é normalmente mais preciso que um movimento diagonal envolvendo etapas sequenciais em X e Y.

Medições de fator de rendimento (OF)

Antes de fazer medições de fator de rendimento, configure o LINAC e o equipamento de objeto simulador de água como descrito em “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71.

O fator de rendimento (OF) é a razão entre a dose absorvida num tamanho de campo e a dose no tamanho de campo de referência. O tamanho do campo de referência para o Sistema CyberKnife é baseado no colimador fixo de 60 mm e em uma SAD de 800 mm. Para determinar o fator de rendimento para cada abertura do Colimador Iris, divida cada leitura de rendimento pela leitura de rendimento de um colimador fixo de 60 mm.

NOTA: Os fatores de rendimento tanto para colimadores quanto para o Colimador Iris são normalizados para a leitura de rendimento colimador fixo de 60 mm a 800 mm de SAD. Se a leitura de rendimento do colimador fixo de 60 mm não foi adquirida no mesmo dia que as leituras do Colimador Iris, repita a leitura de rendimento do colimador fixo de 60 mm no mesmo dia das leituras de rendimento do Colimador Iris para gerar a tabela de dados de feixe para fatores de rendimento do Colimador Iris.

Os dados de feixe de fator de rendimento para o Colimador Iris são adquiridos usando-se o mesmo procedimento e equipamento para colimadores fixos exceto para os seguintes:

- A abertura do Colimador Iris é alterada remotamente usando o modo **Physics** (Física) no computador de aplicação de tratamento.
- Quando a abertura do Iris é redimensionada, o processo feito repetidamente pode resultar numa variação do fator de rendimento. Esse efeito é menor que uma fração de 1% para todas as abertura exceto as menores.

  Para as aberturas do Iris de 5; 7,5 e 10 mm, o fator de rendimento deve ser determinado com as médias das leituras dos eletrômetro a partir de pelo menos 10 medições repetidas. Deve-se redimensionar a abertura do Iris entre cada medição (por exemplo, aumentando e depois diminuindo a abertura) e anotar o desvio padrão das medições. O desvio padrão oferece uma estimativa da variação no fator de rendimento para as aberturas menores. Essa variação deve ser considerada ao escolher o Colimador Iris para planejamento e liberação de tratamento.

NOTA: Quando a abertura do Iris é alterada, os segmentos de tungstênio se movem rapidamente para formar uma abertura que é ligeiramente menor que a desejada e, então, se aproxima do tamanho desejado. Esse algoritmo de controle de movimento de aplica tanto no modo **Physics** (Física) (usando os controles na janela Collimator (Colimador)) quanto no modo de liberação de **Treatment** (Tratamento) (quando a abertura é redimensionada automaticamente durante a liberação do tratamento). Portanto, é possível aproximar-se de um tamanho desejado de abertura a partir de uma abertura maior ou menor.

Para ambos o Colimador Iris e fixo e, o fator In Air Output (Na saída de ar) é opcional e não é necessário.

A Figura 62 mostra uma comparação de fatores de rendimento para colimadores fixos e Iris num Sistema CyberKnife de teste. Os dados são mostrados apenas como exemplo. Os fatores de rendimento específicos para determinado Sistema CyberKnife pode variar.

Para obter informações sobre o procedimento de aquisição de dados de fator de rendimento para colimadores fixos, consulte “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-54.

Figura 62 Fatores de rendimento para colimadores Iris e fixos (exemplo de dados)

Aquisição de dados de feixe para cálculo de dose Monte Carlo

O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) usa um modelo de fonte matemática para o LINAC. O modelo de fonte é construído a partir de um conjunto de dados medidos de feixe que é uma adição aos dados padrão de TPR, OCR e fator de rendimento associados ao algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (consulte “Comissionamento de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing” na página 2-18).

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Aquisição de dados de feixe” na página 2-98
- “Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris” na página 2-109

Aquisição de dados de feixe

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Pré-requisitos” na página 2-98
- “Repetição de medições de TPR e OCR” na página 2-99
- “Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional)” na página 2-100
- “Medições de perfil de campo aberto” na página 2-103
- “Medições de percentual de dose profunda (PDD) central” na página 2-106

Pré-requisitos

ATENÇÃO: Antes de adquirir dados para o modelo de fonte Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), certifique-se de que as propriedades de feixe do LINAC cumprem as especificações da Accuray para o Sistema CyberKnife. O não cumprimento desse requisito pode resultar em lesão ou morte de pacientes.

Para um Sistema CyberKnife novo, o documento de procedimento para teste de aceitação, assinado após a conclusão da configuração, é a prova da condição imprescindível de funcionamento do LINAC.

Para um Sistema CyberKnife pré-existente, consulte os registros no Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife*® fornecido pela Accuray para determinar se o LINAC precisa ser ajustado antes da realização desses procedimentos.

NOTA: Para o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), o modelo de fonte do LINAC é construído usando medições de dose relativas. Portanto, não é necessário realizar uma calibração de dose absoluta do LINAC antes de iniciar o procedimento de comissionamento do modelo de fonte. Entretanto, resultados aberrantes de uma verificação de calibração de dose no LINAC podem indicar que ele não esteja em condições adequadas para a coleção de dados de feixe.

É preciso estar familiarizado com o manual de operação do robô de tratamento que usa o Teach Pendant. É preciso também estar familiarizado com as tarefas disponíveis ao clicar o botão **Physics** (Física) no menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife) no computador de liberação de tratamento.

São usados os seguintes materiais durante o procedimento de aquisição de dados de feixe:

- Fantasma de água
- Detectores de diodo estereotáxico
- Conjunto da gaiola de proteção
- Todos os 12 colimadores fixos
- Eletrômetro

Repetição de medições de TPR e OCR

Durante o comissionamento do Monte Carlo Dose Calculation no *Accuray Precision* System, será necessário comparar os dados de TPR e OCR calculados usando-se o algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com os dados de feixe de TPR e OCR medidos anteriormente para comissionar todos os 12 colimadores fixos do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (consulte “Aquisição de dados de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing” na página 2-27).

NOTA: Se o cálculo de dose Monte Carlo vai ser usado algum tempo depois que os dados de feixe existentes foram medidos, deve-se readquirir um subconjunto de medições de dados de feixe para TPR e OCR usados para comissionar o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing como descrito abaixo. Esse subconjunto de dados de feixe é usado para verificar se as características do feixe não se alteraram desde que os dados de feixe existentes foram adquiridos. Para instalações novas em que os dados Ray-Tracing acabaram de ser adquiridos, esta etapa não é necessária.

▶ **Para repetir um subconjunto de medições de TPR e OCR:**

1. Readquira um subconjunto de medições dos dados de feixe de TPR e OCR usados para comissionar o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing.
   - Para essas medições, use os mesmos detectores de diodo usado para a medição dos dados de feixe do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo).
   - No mínimo, inclua as medições usando os colimadores de 5, 10, 30 e 60 mm para esse subconjunto.
2. Compare o novo subconjunto de dados de feixe de TPR e OCR adquiridos na etapa anterior com os dados de feixe existentes para comissionar o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing.

   Certifique-se de que as características do feixe no momento são idênticas ao do conjunto de dados de feixe Ray-Tracing.
   - Se os dois conjuntos de dados de feixe não estiverem de acordo, considere readquirir um conjunto completo de dados de OCR, TPR e fator de rendimento para todos os 12 colimadores.
   - Se os dois conjuntos de dados de feixe estiverem de acordo, pode-se comparar os cálculos feitos usando o algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com os dados de feixe de Ray-Tracing TPR e OCR existentes.

As seções a seguir descrevem a aquisição de dados de feixe para o comissionamento do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo).

Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional)

O fator de rendimento no ar é medido para cada colimador fixo. Os valores dos dados medidos se referem a fatores de rendimento neste procedimento porque a geometria da medição é semelhante à usada para as medições de fator de rendimento feitas para comissionar o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (consulte “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-54). A diferença para o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é que as medições são feitas no ar e não na água. Os valores medidos neste procedimento são melhor descritos como fatores de dispersão do colimador devido à ausência da dispersão do objeto simulador a partir do material ao redor.

Os seguintes materiais são usados para medir o fator de rendimento no ar:

- Detector de diodo
- Gaiola
- Todos os 12 colimadores fixos
- Eletrômetro

▶ Para adquirir dados de fator de rendimento no ar:

1. Insira o colimador fixo secundário de 5 mm.

   NOTA: Se o diodo não foi testado, execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.

2. Monte o detector de diodo na gaiola a 800 mm de SAD (de modo que o elemento ativo do detector esteja a 800 mm da fonte de raios X).

   NOTA: Não exponha o detector de diodo a nenhum material que possa dispersar o feixe de radiação de volta ao diodo.

3. Administre 100 UM e registre a carga acumulada no eletrômetro. Meça os dados com até 3 dígitos significativos depois da vírgula.
4. Repita conforme o necessário para obter uma leitura estável para cada um dos 12 colimadores.
5. Insira as medições no formato de texto sem formatação (ASCII ou ANSI) requerido com o nome de arquivo `mc_outputfactor.dat` (ou `.txt`) como descrito abaixo e mostrado no exemplo de arquivo de dados de feixe para fator de rendimento na Figura 63. Consulte o Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe” para uma lista de regras de validação de dados de feixe.

Figura 63 Exemplo de tabela em texto sem formatação de fator de rendimento no ar (mc_outputfactor.dat)

Nas linhas 1 e 2, as palavras `version` e `sample` precisam estar em caixa baixa. Comentários podem ser inseridos na linha 3, mas as linhas 4, 5 e 6 precisam estar como se mostra na Figura 63.

Os tamanhos de colimador e os valores de fator de rendimento no ar correspondentes estão relacionados em duas colunas em ordem ascendente de tamanho de colimador. Todos os valores estão normalizados para 1.000 para o colimador de 60 mm.

6. Verifique se a tabela de fator de rendimento está digitada corretamente sem espaços ou inserções de linhas excedentes como mostrado na Figura 63.

ATENÇÃO: Espaços ou quebras de linha excedentes gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas do Sistema de planejamento de tratamento e confirme se elas coincidem com os valores iniciais medidos.

7. Depois de coletar todos os dados de feixe necessários para o comissionamento do algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para colimadores fixos e de gerar os arquivos de dados de feixe adequadamente formatados, importe os dados de feixe para o servidor de dados usando o aplicativo de Importação de dados de feixe conforme descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

NOTA: Os arquivos `mc_outputfactor.dat`, `mc_centralpdd.dat` e `mc_doseprofile.dat` para colimadores fixos devem ser importados juntos como um só conjunto de dados usando-se o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe).

NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

8. Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, imprima as tabelas de dados calculados a partir do *Accuray Precision* System e compare-os com os valores iniciais medidos (antes de serem inseridos em um arquivo de texto sem formatação).

   Compare os valores impressos e seus formatos de dados em relação aos valores iniciais medidos. Verifique se o processo geral de importação de dados ocorreu sem erros. Identifique os eventuais erros e confirme a validade dos dados de feixe. Para obter mais informações sobre a impressão das tabelas de dados, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Medições de perfil de campo aberto

O perfil medido de dose de campo aberto do feixe do LINAC (isto é, o perfil de feixe sem a presença de colimador fixo e porca de retenção presente) deve ter um tamanho de passo constante e deve incluir uma medição do eixo central do feixe de radiação (CAX). O valor do CAX deve ser definido como 1,000. Todos os outros valores devem estar normalizados em relação à medição do CAX. O perfil de dose de campo aberto deve se estender por até 80 mm nos dois lados do CAX.

Os materiais a seguir são usados para medir o perfil de campo aberto:

- Fantasma de água
- Detector de diodo

▶ **Para medir o perfil de dose de campo aberto:**

1. Configure o objeto simulador de água com o detector de diodo a uma SAD de 800 mm ou a uma SDD de 800 mm abaixo do LINAC e a uma profundidade de 25 mm abaixo da superfície da água.

   NOTA: Certifique-se de registrar se os dados foram obtidos em 800 mm de SSD ou SAD, uma vez que será necessário inserir esta informação no cabeçalho do arquivo de dados de feixe.

   NOTA: Se o diodo não foi testado, execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.

   Os procedimentos e ferramentas necessários para configurar o LINAC e o objeto simulador de água estão descritos na seção de comissionamento de feixe do LINAC do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (consulte “Aquisição de dados de feixe de colimador fixo” na página 2-27). Se o programa Perch ou InitFrames.

2. Com o compartimento do colimador fixo ainda instalado, remova o colimador fixo do LINAC se ele estiver instalado no momento. Não reinstale a porca de retenção.
3. Centralize a origem do objeto simulador de água para que ele coincida com o eixo central do feixe de radiação do LINAC.
4. Adquira um conjunto de perfis de dose ortogonais estendendo-se a partir de, pelo menos, -80 mm a +80 mm em cada direção. Certifique-se que os dados sejam medidos com pelo menos 3 dígitos significativos depois da vírgula.
5. Centralize, normalize e faça a média dos dados a partir de 2 perfis ortogonais. Os dados são normalizados a um valor de 1,000 no CAX (um raio de 0).
6. Extraia das médias dos dados um perfil de feixe que vai de -80 mm a +80 mm em incrementos de 1 mm. Os dados de perfil devem ter exatamente 161 pontos regularmente espaçados entre -80 mm e +80 mm.
7. Insira os valores de dados no formato de texto sem formatação (ASCII ou ANSI) requerido com o nome de arquivo `mc_doseprofile.dat` (ou `.txt`) como descrito abaixo e mostrado no exemplo da Figura 64. Consulte o Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe” para uma lista de regras de validação de dados de feixe.

Figura 64 Exemplo de arquivo de perfil de dose para campo aberto (mc_doseprofile.dat)

Verifique se o formato da tabela para o perfil de dose de campo aberto está como a seguir:

- 1ª linha: `version` = 100
- 2ª linha: `sample` = 0
- 3ª linha: Identificador para a instituição local
- 4ª linha: <*`SSD (floating point)`* SSD (ponto flutuante) > e marcação
- 5ª linha: <*`Depth in mm (floating point)`* (Profundidade em mm (ponto flutuante)) > e marcação
- 6ª linha: <*`Number of data points (integer)`* (Número de pontos de dados (número inteiro)) > e marcação
- 7ª a n-ésima linha: <*`Radial position in mm (integer)`* (Posição radial em mm (número inteiro)) > < *`Relative dose (floating point)`* (Valores de dose (ponto flutuante)) >

Nas linhas 1 e 2, as palavras `version` e `sample` precisam estar em caixa baixa. Comentários podem ser inseridos na linha 3. A linha 4 especifica a distância da fonte de raios X à superfície do objeto simulador de água em milímetros. A linha 5 especifica a profundidade do detector de diodo usado para fazer a medição. Na linha 6, o número de pontos de dados precisa ser 161.

No exemplo mostrado na Figura 64, os dados de perfil de feixe foram adquiridos a 800 mm de SAD com o detector de diodo à profundidade de 25 mm.

Os dados do perfil de feixe estão dispostos em 2 colunas com a posição radial na 1ª coluna e a dose relativa na 2ª coluna. A dose relativa é relativa à dose no CAX (um raio de 0), que é 1,000. Certifique-se de que o intervalo de dados é de -80 mm a +80 mm em incrementos de 1 mm.

NOTA: No arquivo de dados de feixe `mc_doseprofile.dat`, é preciso especificar a distância SSD, e não a distância SAD (consulte a Figura 64).

NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

8. Verifique se a tabela de perfil de dose de campo aberto está digitada corretamente sem espaços ou inserções de linhas excedentes como mostrado na Figura 64.

ATENÇÃO: Espaços ou quebras de linha excedentes gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas do Sistema de planejamento de tratamento e confirme se elas coincidem com os valores iniciais medidos.

9. Depois de coletar todos os dados de feixe necessários para o comissionamento do algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para colimadores fixos e de gerar os arquivos de dados de feixe adequadamente formatados, importe os dados de feixe para o servidor de dados usando o aplicativo de Importação de dados de feixe conforme descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

NOTA: Os arquivos `mc_outputfactor.dat`, `mc_centralpdd.dat` e `mc_doseprofile.dat` para colimadores fixos devem ser importados juntos como um só conjunto de dados usando-se o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe).

10. Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, imprima as tabelas de dados calculados a partir do *Accuray Precision* System e compare-os com os valores iniciais medidos (antes de serem inseridos em um arquivo de texto sem formatação).

    Compare os valores impressos e seus formatos de dados em relação aos valores iniciais medidos. Verifique se o processo geral de importação de dados ocorreu sem erros. Identifique os eventuais erros e confirme a validade dos dados de feixe. Para obter mais informações sobre a impressão das tabelas de dados, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Medições de percentual de dose profunda (PDD) central

Medições de percentual de dose profunda (PDD) são feitas usando o colimador fixo de 60 mm. Opere o objeto simulador de água para que o tempo de medição em cada ponto seja longo o suficiente para uma curva tênue de PDD central. Embora não seja essencial ter um ponto de medição na Dmáx, é preferível usar um espaçamento de 1 mm ou menos na região de profundidade próxima à da Dmáx.

ATENÇÃO: Alguns algoritmos de atenuação deslocam os dados de PDD espacialmente na região de profundidade próxima à Dmáx. Se a PDD foi atenuada antes de exportá-la do software aplicativo do objeto simulador de água, certifique-se de que os dados da superfície para a Dmáx não esteja deslocada.

Como parte do comissionamento do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), as curvas TPR serão reproduzidas usando o algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). Essas curvas de TPR serão comparadas com os dados de feixe de TPR medidos. Se você tiver medido os valores de TPR utilizando um detector com acúmulo inerente, entenda que os valores de TPR mais rasos do que a Dmáx serão maiores do que os valores calculados do Monte Carlo, uma vez que esses tipos de detector medem para mais os valores de TPR nesta região.

Uma medição precisa de pouca profundidade de PDD é muito mais importante para modelos de feixes de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) pelos seguintes motivos:

- o espectro de energia gerado pelo *Accuray Precision* System é afetado pelas medições próximas à superfície.
- o espectro de energia afeta o cálculo da dose em todos os pontos, não apenas os próximos à superfície.

Se sua curva de PDD não tem um ponto 100%, ou se o ponto da dose máxima é maior que 100%, o *Accuray Precision* System calculará o espectro corretamente. Entretanto, a curva de PDD não poderá mostrar corretamente se o valor máximo é muito longe de 100%.

Para medir uma curva central de PDD, usam-se os seguintes materiais:

- Objeto simulador de água
- Colimador fixo de 60 mm

▶ Para medir o percentual de dose profunda central:

1. Configure o objeto simulador de água a uma distância SSD de 800 mm abaixo do LINAC.

   Os procedimentos e ferramentas necessários para configurar o LINAC e o objeto simulador de água estão descritos no procedimento de comissionamento de feixe do LINAC do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (consulte “Aquisição de dados de feixe de colimador fixo” na página 2-27). Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o programa InitFrames.

2. Centralize a origem do objeto simulador de água para que ele coincida com o eixo do feixe de radiação do LINAC.

3. Verifique o centro do feixe do LINAC a duas profundidades do objeto simulador de água (por exemplo: 100 mm e 200 mm) para verificar se o feixe do LINAC está apontando diretamente para baixo.

   NOTA: Se o diodo não foi testado, execute o teste de diodo para determinar se um diodo usado nas medições de comissionamento responde dentro do intervalo recomendado. Consulte “Teste de Diodo” na página 2-10.

4. Insira o colimador fixo de 60 mm e adquira uma curva de PDD central.

   As profundidades não precisam estar uniformemente espaçadas. Um espaçamento de 1,0 mm é o bastante, mas use espaços menores perto da Dmáx. Podem-se incluir até 500 pontos de dados. Os dados devem ser normalizados a um valor de 100,0 na profundidade de dose máxima relativa. Não inclua um ponto de medição para a dose medição à profundidade zero.

5. Nomeie o arquivo de dados `mc_centralpdd.dat` (ou `.txt`). O número de pontos de dados não deve ultrapassar os 500. A profundidade máxima deve ser de 300 mm.

   O formato exigido para `mc_centralpdd.dat` é descrito abaixo e mostrado na Figura 65. Consulte o Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe” para uma lista de regras de validação de dados de feixe.

Figura 65 Exemplo de arquivo de PDD central (mc_centralpdd.dat)

6. Nas linhas 1 e 2, as palavras `version` e `sample` precisam estar em caixa baixa. Comentários podem ser inseridos na linha 3. A linha 4 deve aparecer exatamente como mostrado na Figura 65. A linha 5 especifica o número de profundidades inseridas nesse arquivo como pontos de dados. No exemplo mostrado na figura, a linha 5 indica que há 284 pontos de dados (e não que o PDD foi medido numa profundidade de 284 mm).

   Os dados de PDD central são dispostos em duas colunas:

   - 1a coluna: profundidade em milímetros
   - 2a coluna: dose relativa em percentagem

7. Verifique se a tabela de fator de rendimento está digitada corretamente sem espaços ou inserções de linhas excedentes como mostrado na Figura 65.

ATENÇÃO: Espaços ou quebras de linha excedentes gerarão erros graves. Os tratamentos de pacientes serão comprometidos. Imprima todas as tabelas a partir do *Accuray Precision* System e confirme se eles coincidem com os valores iniciais medidos.

8. Depois de coletar todos os dados de feixe necessários para o comissionamento do algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para colimadores fixos e de gerar os arquivos de dados de feixe adequadamente formatados, importe os dados de feixe para o servidor de dados usando o aplicativo de Importação de dados de feixe conforme descrito em “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111. Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

   NOTA: Os arquivos `mc_outputfactor.dat`, `mc_centralpdd.dat` e `mc_doseprofile.dat` para colimadores fixos devem ser importados juntos como um só conjunto de dados usando-se o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe).

   NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

9. Depois que os arquivos forem importados para o servidor de dados, imprima as tabelas de dados calculados a partir do *Accuray Precision* System e compare-os com os valores iniciais medidos (antes de serem inseridos em um arquivo de texto sem formatação).

   Compare os valores impressos e seus formatos de dados em relação aos valores iniciais medidos. Verifique se o processo geral de importação de dados ocorreu sem erros. Identifique os eventuais erros e confirme a validade dos dados de feixe. Para obter mais informações sobre a impressão das tabelas de dados, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Aquisição de dados de feixe do Colimador Iris

Esta seção descreve os procedimentos para a aquisição de dados de feixe para comissionar a opção Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para o Colimador Iris.

Aborda os seguintes tópicos:

- “Configuração para a aquisição de dados de feixe” na página 2-109
- “Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional)” na página 2-110
- “Medições de perfil de campo aberto” na página 2-110
- “Medições de percentual de dose profunda (PDD) central” na página 2-110

Configuração para a aquisição de dados de feixe

A configuração para a aquisição de dados de feixe com o Monte Carlo para o Colimador Iris é o mesmo para a aquisição de dados de feixe Ray-Tracing para o Colimador Iris. Para mais informações, consulte “Configuração do LINAC e do objeto simulador de água para o Colimador Iris” na página 2-71. Se o programa Perch ou InitFrames não tiver sido executado desde que o CyberKnife foi ligado, certifique-se de executar o programa InitFrames.

Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional)

O fator de rendimento (OF) no ar para o Colimador Iris são adquiridos usando-se o mesmo procedimento e equipamento para colimadores fixos. Para obter mais informações sobre o procedimento para colimadores fixos, consulte “Medições de fator de rendimento (OF) no ar (Opcional)” na página 2-100.

Espera-se que apenas as medições de fator de rendimento no ar para as menores aberturas do Colimador Iris sejam significativamente diferentes para as feitas nos colimadores fixos. Os fatores de rendimento no ar nas aberturas menores do Colimador Iris são ainda menores que aquelas para os colimadores fixos.

A medição de fator de rendimento no ar para o Colimador Iris não precisa ser repetida várias vezes como nas medições de fator de rendimento do Colimador Iris para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (consulte “Medições de fator de rendimento (OF)” na página 2-96).

Medições de perfil de campo aberto

Os dados de feixe medidos para perfil de dose de campo aberto para o Colimador Iris são os mesmos que os adquiridos para colimadores fixos. Não é necessário repetir as medições de perfil de dose de campo aberto para o Colimador Iris. Use o arquivo de dados de feixe para colimador fixo (`mc_doseprofile.dat` ou `.txt)` e renomeie-o para o Colimador Iris (`iris_mc_doseprofile.dat` ou `.txt)`.

Para obter mais informações sobre medições de perfil de dose de campo aberto para colimadores fixos, consulte “Medições de perfil de campo aberto” na página 2-103.

Medições de percentual de dose profunda (PDD) central

As medições de percentual de dose profunda (PDD) para o Colimador Iris são obtidas usando os mesmos procedimentos para colimadores fixos, exceto se o tamanho de abertura usado para o Colimador Iris for de 60 mm.

Para obter mais informações sobre as medições de PDD central para colimadores fixos, consulte “Medições de percentual de dose profunda (PDD) central” na página 2-106.

Importação de dados de feixe para o servidor de dados

Use o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe) do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* para importar os arquivos de dados de feixe para o servidor de dados. Os dados de feixe podem ser acessados pelo *Accuray Precision* System e carregados para ele.

Os arquivos de dados de feixe precisam estar formatados especificamente como explicado anteriormente neste capítulo e no Apêndice 2A, “Regras de validação de dados de feixe”. Todos os arquivos de dados de feixe do colimador são importados usando-se as mesmas etapas.

ATENÇÃO: Depois da importação de dados de feixe novos ou alterados, verifique o modelo de cálculo de dose. Caso contrário, podem ocorrer erros no cálculo da dose.

NOTA: Para obter informações sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

▶ **Para importar arquivos de dados de feixe usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe):**

1. Clique no ícone ***Beam Data Import*** (Importação de dados de feixe) no *Accuray Precision* System para executar o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe). Digite a **User ID** (Identificação de Usuário) e a **Password** (Senha).

   A tela ***Beam Data Import*** (Importação de dados de feixe) exibe a ***CyberKnife System List*** (Lista do sistema CyberKnife), que mostra os Sistema CyberKnife disponíveis. Clique duas vezes para selecionar o Sistema CyberKnife correto.

   A tela ***Beam Data Import*** (Importação de Dados de Feixe) também mostra a guia ***Details*** (Detalhes), que mostra uma exibição em árvore dos arquivos de dados de feixe armazenados. Os arquivos de dados de feixe armazenado são arquivos que já foram importados para o servidor de dados.

2. Clique na guia ***Import*** (Importar). É mostrada uma exibição em árvore não preenchida dos arquivos de dados de feixe locais.

3. Selecione o ícone (**Select Measured Beam Data Files Directory** (Selecionar diretório de arquivos de dados de feixes medidos)).

   É exibida a caixa de diálogo ***Browse for Folder*** (Procurar por pasta). Navegue para selecionar o diretório que contém os arquivos de dados de feixe que se desejam importar. Em seguida, clique no botão **OK**.

   A exibição em árvore se expande para mostrar os arquivos individuais de dados de feixe armazenados naquele diretório.

4. Selecione todos os arquivos para tipos de dados de feixe marcando a caixa de seleção de nível mais alto para aquele tipo. Agora é possível importar um tipo de dados de feixe de cada vez (***Fixed*** (fixo), ***MC Fixed*** (fixo MC), ***Iris*** ou ***MC Iris***) (Iris MC).

5. Selecione o ícone (**Import Checked Files**) (Importar arquivos marcados).

   É mostrada a janela ***Import Measured Beam Data*** (Importar dados de feixe medidos) listando os arquivos de dados de feixe armazenados no diretório selecionado. Verifique se os arquivos de dados de feixe listados são os corretos a serem importados.

6. Na caixa ***Authorization*** (Autorização), insira as observações exigidas na caixa de texto ***Import Notes*** (Importar observações). Depois insira sua senha e clique no botão **OK** para autorizar e começar o processo de importação de dados de feixe.

   NOTA: Dependendo da quantidade de dados de feixe importados, pode ser necessário repetir um ou mais procedimentos de comissionamento do *Accuray Precision* e readquirir os dados de feixe. Para obter mais informações, consulte “Descomissionamento de dados de feixe” na página 2-119.

   Depois que os dados de feixe foram importados, é mostrada uma mensagem indicando que os dados de feixe foram importados com sucesso. O status dos dados de feixe importados muda para Importado.

   Depois de importar os arquivos formatados de dados de feixe para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*, os dados de feixe podem ser acessados pelo *Accuray Precision* System. Podem-se usar as ferramentas de comissionamento no *Accuray Precision* System para revisar visualmente os dados importados. Para obter mais informações sobre ferramentas de comissionamento, consulte “Ferramentas de Comissionamento do Accuray Precision” na página 2-112.

7. Depois que os dados de feixe foram carregados no *Accuray Precision* System e verificados usando-se as ferramentas de comissionamento, imprima as tabelas de dados no *Accuray Precision* System usando o ícone **Print Patient and Plan Information** (Imprimir informações de paciente e plano). As tabelas impressas de dados são as tabelas de pesquisa interpoladas que ficam na memória do computador quando os cálculos de dose Ray-Tracing são realizados para o planejamento do tratamento.

   Compare os valores impressos e seus formatos de dados com os seus valores medidos originais do objeto simulador. Verifique se o processo geral de importação de dados ocorreu sem erros.

Ferramentas de Comissionamento do *Accuray Precision*

O procedimento para o comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing e o algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) está descrito em detalhes em *Manual de planejamento do tratamento*, no capítulo sobre ferramentas de comissionamento.

Para obter informações mais detalhadas sobre o algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), inclusive seu modelo de fonte, probabilidade, distribuições, valor de incerteza e fatores de correção, consulte o Capítulo 5, “Algoritmos para cálculo e exibição”.

Fluxo de trabalho de comissionamento de Monte Carlo para os colimadores fixo e Iris

A seção descreve o processo que deve ser seguido para criar um modelo de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Monte Carlo para os colimadores fixo e Iris no *Accuray Precision* System.

O processo inclui dois fluxogramas com etapas numeradas. Note-se que algumas etapas do processo não são sequenciais, mas são executadas concomitantemente. Portanto, as etapas numeradas não devem ser seguidas necessariamente em sequência. Consulte sempre o fluxograma.

Duas planilhas do Microsoft Excel estão disponíveis para auxiliar na determinação dos fatores de correção de energia (ECF) o nos fatores de correção do colimador (CCF) para o modelo de feixe Monte Carlo.

Você pode encontrar as versões atuais das planilhas na estação de trabalho do Planejamento de Tratamento em C:\Cybeknife Spreadsheets ou no DVD fornecido. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se tiver dúvidas.

NOTA: Certifique-se de que as macros estão ativadas ao abrir esses arquivos, pois elas são usadas para importar automaticamente os arquivos selecionados em planilhas específicas do manual.

Para obter mais informações dos dados medidos para o algoritmo Monte Carlo, consulte “Aquisição de dados de feixe para cálculo de dose Monte Carlo” na página 2-98. Para obter mais informações sobre o próprio algoritmo Monte Carlo e seu modelo de fonte virtual, consulte o “Capítulo 5: Algoritmos de cálculo e exibição de dose”. Do mesmo modo, as informações sobre a interface de usuário para o aplicativo de comissionamento do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation pode ser encontrado em *Manual de planejamento do tratamento*.

São oferecidas recomendações específicas nesta seção (por exemplo, os valores de incerteza e de tolerância) para auxiliar no comissionamento de um modelo Monte Carlo. O comissionamento é de responsabilidade do físico médico clínico. Depois da conclusão do comissionamento do modelo Monte Carlo, o físico médico clínico precisa confirmar que o sistema está pronto para o uso clínico.

▶ **Para criar um modelo de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Monte Carlo:**

Consulte os fluxogramas em Figura 66 e Figura 67 e as etapas descritas a seguir.

Figura 66 Fluxograma de comissionamento do Monte Carlo, parte 1

1. Na página de entrada do *Accuray Precision* System, clique no ícone **Beam Data Import** (Importação de dados de feixe) para importar os dados de feixe para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*.

   Para mais informações, consulte “Importação de dados de feixe para o servidor de dados” na página 2-111.

2. Na página de entrada do *Accuray Precision* System, clique no ícone **Commissioning Tools** (Ferramentas de comissionamento). Selecione sua máquina de tratamento CyberKnife. Na guia **MC Source** (Fonte de MC) em ***MC Source Model*** (Modelo de Fonte MC), clique em **Calculate** (Calcular).

3. Escolha usar OF no ar ou gaussiano como um modelo de fonte. O método Gaussian (Gaussiano) é recomendado.

   Se o selecionado for gaussiano, insira um valor para a fonte de fótons em largura total a metade da potência máxima (FWHM).

   Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

4. Em ***MC Source Model*** (Modelo de fonte MC), clique em **Approve** (Aprovar) antes de analisar cada parte do modelo de fonte.

   - Se estiver usando o OF no ar, vá para a Etapa 7.

   Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

5. Na etapa **MC TPR & OCR** (TPR e OCR para MC), em ***Settings*** (Configurações), clique em **OCR Depths** (Profundidades de OCR) e selecione profundidade de `100 mm`. Também é possível escolher a profundidade de 50 mm se desejar.

   Em ***Computation*** (Cálculo), clique em **Calculate** (Calcular) e selecione apenas os colimadores de `10 mm` e `60 mm` e defina ***Uncertainty %*** (% de incerteza) para `0,5%`.

   Clique em **Accept** (Aceitar) para salvar os resultados.

   NOTA: Para salvar todos os dados, TODAS as demais sessões do *Accuray Precision* PRECISAM estar fechadas em TODAS as estações de trabalho antes de executar esse cálculo.

   Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

6. Em ***Layouts*** (Apresentações), clique em **OCR** e revise a comparação das larguras de penumbra do OCR calculado para Monte Carlo com o OCR medido.

   Se alguma diferença exceder os valores aceitáveis, é necessário repetir o cálculo usando um novo valor FWHM gaussiano. Um aumento no valor FWHM aumenta a largura de penumbra. Uma diminuição no valor FWHM diminui a largura de penumbra.

   Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

7. Imprima ou exporte os relatórios utilizando o **Treatment Planning System Reports Viewer** (visualizador de relatórios do sistema de planejamento do tratamento), exibido ao clicar no botão **Print** (Imprimir) na barra global de ferramentas. Ao exportar os relatórios, exporte os arquivos em formato `.xlsx`. Imprima o Espectro de Energia e o TPR Medido.

   Para obter mais informações sobre o visualizador dos relatórios, consulte o *Manual de planejamento do tratamento* ou o *Manual de planejamento do tratamento*.

8. Abra o arquivo `MC_ECF_Correction Factors workbook`, selecione a planilha ***ECF*** (ECF) e, nela, clique em **Import Spectrum** (Importar espectro). Navegue até o arquivo `CommissioningEnergySpectrum.xlsx` transferido em Etapa 7 e clique em **Open** (Abrir). Os valores para o espectro de energia serão copiados automaticamente do arquivo e colados na planilha ***ECF*** sob os cabeçalhos ***Energy*** (Energia) e ***Bin Value*** (Valor de compartimento) começando nas células ***A4*** e ***B4*** respectivamente.

9. Selecione a planilha ***ECF*** e, nela, clique em **Import Measured TPR** (Importar TPR medida). Navegue até o arquivo `CommissioningTPR.xlsx` transferido em Etapa 7 e clique em **Open** (Abrir). Os valores para a TPR medição serão copiados automaticamente do arquivo e colados na planilha ***Measured TPR*** (TPR medida).

   Além disso, é necessário selecionar se o colimador é fixo ou Iris, ainda na planilha de trabalho **ECF**, antes de continuar para Etapa 10.

10. Registre os valores ECF da planilha ***ECF***. Isso será usado inicialmente para todos os colimadores.
    - Se você chegou nesta etapa a partir de Etapa 16: os valores seguintes de ECF para cada colimador são das planilhas ***compare X*** (Comparar X).
11. Na etapa **MC TPR & OCR** (TPR e OCR MC), selecione **Correction Factors** (Fatores de correção) e insira o(s) valor(es) de ECF oriundos da Etapa 10.

    Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.
12. Para acelerar o processo iterativo de Etapa 13 a Etapa 21, um processo automatizado está disponível. Clique no botão **Fit Correction Factors** (Ajustar Fatores de Correção). Configure **Maximum Iterations** (Máximo de Iterações) como 5 e **Uncertainty (%)** (% de Incerteza) como 0,5%. Certifique-se de que as caixas de seleção **ECF** e **CCF** estejam selecionadas. Se você começou com seus próprios fatores de correção seguindo Etapa 11, certifique-se de selecionar a opção **User Defined CFs** (CFs Definidos pelo Usuário).

    Clique em **OK** para iniciar o processo de ajuste automático dos fatores de correção.
13. Em ***Settings*** (Configurações), clique em **OCR Depths** (Profundidades OCR) e selecione apenas `100 mm`.

    Em ***Computation*** (Cálculo), clique em **Calculate** (Calcular), selecione os colimadores ALTERADOS e defina a ***Uncertainty %*** (% incerteza) como `0,5%`.

    Clique em **Accept** (Aceitar) para salvar os resultados.

    NOTA: Para salvar todos os dados, TODAS as demais sessões do *Accuray Precision* PRECISAM estar fechadas em TODAS as estações de trabalho antes de executar esse cálculo.

    NOTA: Dependendo do hardware, esse cálculo pode levar de 2 a 20 horas.

    Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Figura 67 Fluxograma de comissionamento do Monte Carlo, parte 2

14. Clique no botão Print (Imprimir) para exibir o `Treatment Planning System Reports Viewer` (Visualizador de relatórios do sistema de planejamento do tratamento). Selecione o relatório ***TPR*** a partir da lista de relatórios e selecione **Calculated** (Calculado) a partir da lista em cascata **Data Type** (Tipo de dados).

Exporte o arquivo em formato `.xlsx` selecionando ***Excel*** na lista suspensa na barra de ferramentas. O nome de arquivo padrão é `CommissioningTPR.xlsx`. Você pode alterar o nome do arquivo. Em seguida, especifique um caminho para salvar o arquivo. Esse arquivo precisa ser transferido para um computador com instalação de Excel.

15. Abra o arquivo `MC_ECF_Correction Factors workbook`, selecione a planilha ***Compare 1*** (Comparar 1) e, nela, clique em **Import Calculated TPR** (Importar TPR calculada). Navegue até o arquivo transferido na Etapa 14 e clique em **Open** (Abrir). Os valores para a TPR calculada serão copiados automaticamente do arquivo e colados na planilha ***MC Calculated 1*** (MC calculado 1).

    NOTA: Para os cálculos seguintes, devem-se usar as planilhas ***Compare 2*** (Comparar 2), ***Compare 3*** (Comparar 3) e assim por diante.

16. Na planilha ***Compare*** relevante, revise a comparação entre os dados de TPR calculadas para Monte Carlos e os dados de TPR medida. Se alguma diferença exceder os valores aceitáveis, é necessário repetir o cálculo usando novos valores ECF gaussianos.
    - Vá para a Etapa 10.
17. Em ***Layouts*** (Apresentações), clique em **OCR** para revisar a comparação dos dados de OCR calculados com FWHM Monte Carlo com os dados de OCR medidos.

    Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.
18. Em ***Settings*** (Configurações), clique em **Correction Factors** (Fatores de correção) e registre os valores para cada colimador.

    Revise os valores de dados de ***MC OCR*** (OCR MC) e ***Measured OCR*** (OCR medida).
    - Para os dados de OCR medidos à profundidade de 100 mm, registre o raio (mm) e a razão correspondente (%) mais próxima da razão 50%.
    - Para os dados de ***MC OCR*** (OCR MC), registre os raios e as razões correspondentes para os pontos em cada lado da razão acima medida.

    Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.
19. Abra o arquivo `MC_CCF_Correction Factors workbook` e selecione a planilha ***First CCF*** (Primeiro CCF).
    - Insira os valores de CCF da Etapa 18 em ***Old CCF*** (CCF anterior), na coluna ***H***.
    - Insira os raios e percentuais medidos nas colunas ***F*** e ***G***.
    - Insira os raios e percentuais calculados para MC nas colunas ***B*** e ***C***, e ***D*** e ***E***.

    NOTA: Para um próximo cálculo, deve-se usar a planilha chamada ***Second CCF*** (Segundo CCF).
20. Registre os novos valores de CCF para cada colimador da coluna ***I***.
21. Na etapa **MC TPR & OCR** (TPR e OCR MC), selecione **Correction Factors** (Fatores de correção) e insira o(s) novo(s) valor(es) de CCF oriundos da Etapa 20.
    - Vá para a Etapa 13.

    NOTA: Se forem feitas grandes alterações de CCF, a penumbra de OCR deve ser verificada novamente depois do cálculo de TPR e OCR MC.

    Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

22. Em ***Settings*** (Configurações), clique em **OCR Depths** (Profundidades OCR) e selecione todas as profundidades.

    Em ***Computation*** (Cálculo), clique em **Calculate** (Calcular), selecione TODOS os colimadores e defina a ***Uncertainty %*** (% de incerteza) como `0,5%`.

    NOTA: Dependendo do hardware, esse cálculo pode levar até 12 horas.

    Clique em **Accept** (Aceitar) para salvar os resultados.

    NOTA: Para salvar todos os dados, TODAS as demais sessões do *Accuray Precision* PRECISAM estar fechadas em TODAS as estações de trabalho antes de executar esse cálculo.

    Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

23. Compare os cálculos Monte Carlo aos dados medidos para todas as profundidades e tamanhos de campo. Se os resultados forem aceitáveis, continue para a Etapa 24. De outro modo, faça ajustes no fator de correção relacionado ECF e/ou CCF e calcule novamente.

24. Na etapa **MC OF** (OF MC), em ***Computation*** (Cálculo), clique em **Calculate** (Calcular). Defina a ***Uncertainty %*** (% incerteza) para `0,2%`.

    Clique em **Accept** (Aceitar) para salvar os resultados.

    NOTA: Para salvar todos os dados, TODAS as demais sessões do *Accuray Precision* PRECISAM estar fechadas em TODAS as estações de trabalho antes de executar esse cálculo.

    NOTA: Dependendo do hardware, esse cálculo pode levar até 24 horas.

    Para obter mais informações, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

25. Compare os valores de OF calculados com os valores de OF medidos. Se aceitável, clique em **Accept** (Aceitar) para salvar os resultados e proceder com o teste clínico. Caso contrário, entre em contato com o suporte de Física.

Descomissionamento de dados de feixe

A Tabela 8 lista as dependências entre os conjuntos de dados de feixe para o comissionamento no *Accuray Precision*. Como resultado, uma importação de conjunto de dados de feixe pode descomissionar o modelo de feixe no *Accuray Precision* System. Por exemplo: a reimportação de dados de feixe aprovados no momento ou a substituição deles com novos dados de feixe medidos exigirá que você repita um ou mais procedimentos de comissionamento no *Accuray Precision* System. Também pode ser necessário readquirir um ou mais conjuntos de dados de feixe.

NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

Tabela 8 Dependências de comissionamento de feixe

Dados de feixe substituídos	Reaprovação necessária
Dados de feixe **fixos** (OCR, TPR e fator de rendimento): • `TMRtable.dat` • `OCRtable`*N*`.dat` (*N* = 0 a 11) • `DMtable.dat`	Recomissionar todo o modelo de feixes: • algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com colimadores fixos • algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com colimadores fixos • algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com o Colimador Iris • algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com o Colimador Iris
Dados de feixe **fixo do MC** (fator de rendimento no ar, perfil de dose em campo aberto, PDD central): • `mc_outputfactor.dat` • `mc_doseprofile.dat` • `mc_centralpdd.dat`	Recomissione o seguinte: • algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com colimadores fixos • algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com o Colimador Iris
Dados de feixe do **Iris** (OCR, TPR e fator de rendimento): • `irisTPRtable.dat` • `irisOCRtable`*N*`.dat` (*N* = 0 a 11) • `irisOFtable.dat`	Recomissione o seguinte: • algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing com o Colimador Iris • algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com o Colimador Iris
Dados de feixe do **Iris MC** (fator de rendimento no ar, perfil de dose em campo aberto, PDD central): • `iris_mc_outputfactor.dat` • `iris_mc_doseprofile.dat` • `iris_mc_centralpdd.dat`	Recomissione o seguinte: • algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com o Colimador Iris

Calibração absoluta de dose do LINAC

Uma calibração absoluta de dose permite a conversão de (nC) para centigrays (cGy) para um dado detector em determinada configuração. A calibração absoluta de dose para o LINAC do Sistema CyberKnife é realizada de modo que 1 MU = 1 cGy a 800 mm de SAD e 15 mm de profundidade com o colimador de 60 mm. Enquanto no sistema CyberKnife a saída de dose é definida com a câmara de ionização a uma profundidade de 15 mm, para a calibração absoluta, a câmara deve ser posicionada à profundidade adequada segundo especificado no Código de Prática.

Faz-se uma calibração absoluta de dose para o LINAC do Sistema CyberKnife usando-se uma câmara de ionização e um objeto simulador de água. Para realizar verificações diárias do estado da calibração de dosimetria para o LINAC do Sistema CyberKnife, faça uma calibração cruzada usando outro método, como o da câmara de ionização com uma cápsula de build-up de 6 MV conectada à gaiola.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Formalismo geral para o protocolo TG-51” na página 2-121
- “Fator de conversão de qualidade do feixe” na página 2-123
- “Ponto de calibração do LINAC” na página 2-127
- “Aquecimento do LINAC para sistemas com câmara de ionização sem vedação” na página 2-129
- “Aquecimento do LINAC para sistemas com câmara de ionização vedadas” na página 2-131
- “Procedimento de aquecimento do LINAC usando o modo Física” na página 2-131

Formalismo geral para o protocolo TG-51

Há diversos protocolos de calibração absoluta de dose disponíveis pelo mundo todo. Nos EUA, o protocolo atual é publicado pelo Task Group 51 da Associação Americana de Físicos em Medicina. O IAEA 398 é muito semelhante a esse protocolo e é usado em muitos países. O Task Group 21 é um protocolo de calibração mais antigo e ainda é usado em alguns locais dos EUA. Entre os dois protocolos há uma diferença desprezível. Para realizar a calibração do Sistema CyberKnife, são necessárias algumas acomodações para obter as medições exigidas pelo protocolo usando uma distância SAD de 800 mm para o colimador secundário circular de 60 mm.

Abaixo, apresenta-se um método para a conformidade com o protocolo TG-51. Este método foi publicado em papel pelo grupo de trabalho IAEA numa dosimetria em campo pequeno que apresenta um formalismo geral para a calibração em circunstâncias em que o campo de tratamento referência para radioterapia de 10 cm x 10 cm não está disponível [Ref. 7]. O mesmo método pode ser usado com o protocolo IAEA 398. Se for necessária mais assistência, entre em contato com a Assistência ao cliente Accuray e peça a um físico que forneça as informações de comissionamento.

O protocolo TG-51 é baseado na dose absorvida para a água num feixe de ^{60}Co. A medição do fator de conversão da qualidade do feixe k_Q é o único elemento que precisa ser determinado usando 2 correções para as configurações do Sistema CyberKnife. As equações usadas no protocolo TG-51 são mostradas na Figura 68.

A dose em água é igual à leitura do eletrômetro vezes o fator da câmara corrigido.

$$D_w^Q = M \times N_{D,w}^Q$$

Leitura do eletrômetro

$$M = M_{raw} \times P_{ion} \times P_{T,P} \times P_{elec} \times P_{pol}$$

Fator da câmara

$$N_{D,w}^Q = N_{D,w}^{60Co} \times k_Q$$

Figura 68 Equações usadas no protocolo TG-51

Uma vez que o CyberKnife não tem um filtro de normalização, o gradiente do perfil de feixe sobre a cavidade da câmara (presumindo uma câmara Farber com 24 mm de comprimento) possa levar a uma depreciação da estimada em aproximadamente 1,5%. Isso foi teoricamente calculado por [Ref. 8] e medido experimentalmente por [Ref. 9]. Isso pode ser considerado incluindo um fator adicional P_{rp} [Ref. 10], para ser considerado para o efeito de média de volume pela cavidade da câmara para um feixe de 60 mm, ou usando uma câmara tipo Farber de base curta como a Extradin A12S [Ref. 10].

Além da alteração do espectro comparado a LINAC padrão, devido à falta de um filtro de normalização, pode modificar o fator k_Q em até 0,5% e isso depende do especificador da qualidade do feixe em uso [Ref. 11].

Fator de conversão de qualidade do feixe

O protocolo TG-51 exige que o fator de conversão de qualidade do feixe k_Q seja determinado a partir da qualidade do feixe usando uma medida de percentual de dose profunda (PDD) à profundidade de 100 mm (doravante chamada de PDD_{100}). Os requisitos de configuração para medições de PDD_{100} usando o protocolo TG-51 são os seguintes:

- SSD = 1.000 mm
- FS = 100 x 100 mm (a 1.000 mm de SSD)

em que SSD é a distância da origem à superfície e FS é o tamanho do campo.

Os campos de colimador fixo para o Sistema CyberKnife são circulares e definidos à SAD de 800 mm, e o tamanho máximo de colimador é de 60 mm. Portanto, as aproximações descritas nesta seção devem ser usadas para determinar k_Q.

O procedimento geral para a determinação do k_Q é o seguinte:

1. Meça o PDD_{100} à distância estendida de 1.000 mm de SSD com o colimador de 60 mm.
2. Converta o FS circular de 60 mm para o tamanho de campo quadrado equivalente (ESFS) à SSD = 1.000 mm.

   Como descrito em “Determinação do tamanho equivalente de campo quadrado” na página 2-125, o ESFS para o colimador de 60 mm a SSD = 1.000 mm é de 67,5 mm.
3. Compare o valor de PDD_{100} medido com uma referência padrão como no *British Journal of Radiology* [Ref. 12] para um ESFS de 67,5 mm. A partir dessa comparação, pode-se deduzir que o valor de PDD_{100} equivalente seria para um FS de 100 mm X 100 mm.
4. Use esse valor de PDD_{100} equivalente a 100 mm x 100 mm para determinar o valor de k_Q a partir dos gráficos do TG-51 [Ref. 3].

A Figura 69 mostra valores PDD_{100} como uma função da qualidade do feixe para tamanhos de campos quadrados diferentes [Ref. 12]. Por exemplo, considere um valor de medida de PDD_{100} a 1.000 mm de SSD de 65,0% para um campo quadrado de 7 cm x 7 cm. Como mostrado no gráfico, isso é equivalente ao valor de PDD_{100} de 66,8% para um campo quadrado de 10 cm x 10 cm.

Figura 69 A mostra valores PDD_{100} como uma função da qualidade do feixe para tamanhos de campos quadrados diferentes

Determinação do tamanho equivalente de campo quadrado

Em [Ref. 12] temos a conversão de FS circular para ESFS (consulte “Referências” na página 2-174).

O tamanho de campo (FS) circular do colimador de 60 mm à SSD = 1.000 mm é convertido para o tamanho equivalente de campo quadrado (ESFS) como a seguir (consulte a Tabela 9):

- ESFS (a 800 mm de SAD) = 0,9 x FS circular (a 800 mm de SAD)
- ESFS (a 1.000 mm de SAD) = 1.000/800 x ESFS (a 800 mm de SAD)
- Portanto, o ESFS (a 1.000 mm de SAD) = 1,125 x FS circular (a 800 mm de SAD)

Um campo circular de 60 mm a 800 mm de SSD equivale, portanto, a um campo quadrado de 67,5 mm a 1.000 mm de SSD.

Tabela 9 Tamanho do colimador e o tamanho equivalente de campo quadrado (ESFS)

Tamanho do colimador (mm)	ESFS (mm) a 800 mm de SSD	ESFS (mm) a 1.000 mm de SSD
5	4,5	5,6
7,5	6,8	8,4
10	9,0	11,3
12,5	11,3	14,1
15	13,5	16,9
20	18,0	22,5
25	22,5	28,1
30	27,0	33,8
35	31,5	39,4
40	36,0	45,0
50	45,0	66,3
60	54,0	67,5

Medição do fator de conversão da qualidade do feixe

▶ **Para medir o fator de conversão de qualidade do feixe k_Q para o Sistema CyberKnife:**

1. Configure o objeto simulador de água.
2. Mova manualmente o robô de tratamento usando o Teach Pendant. Defina o robô de tratamento como normal para a superfície usando o laser e uma SSD = 900 mm com o apontador de distância dianteiro (consulte a Figura 21 na página 2-42). Siga as orientações para se certificar que a articulação A5 não esteja abaixo de 10 graus, conforme descrito em cada seção deste capítulo de comissionamento de feixe específico do colimador. Além disso, verifique se o feixe está perpendicular à superfície da água da mesma forma que estaria para o comissionamento.
3. Com o robô de tratamento definido para o modo de coordenadas **WORLD** (MUNDO), mova 100 mm para que a fonte do LINAC esteja a 1.000 mm da superfície da água.
4. Se o LINAC ainda não foi aquecido, aplique 2.000 MU para aquecer o LINAC.
5. Adquira uma curva de PDD para o colimador de 60 mm a 1.000 mm de SSD.
6. Calcule a razão da leitura à profundidade d=100 mm / leitura à Dmáx (PDD_{100}).
7. Compare o PDD_{100} medido para o Sistema CyberKnife com o equivalente de 67,5 mm a partir de uma fonte de dados conhecida, como o *British Journal of Radiology* [Ref. 12]. A partir desse valor, pode-se deduzir o valor de PDD_{100} para um campo quadrado de 100 mm x 100 mm.
8. Use esse valor de PDD_{100} equivalente a 100 mm x 100 mm para determinar o valor de k_Q a partir dos gráficos do TG-51 [Ref. 3].

Depois de determinar o valor de k_Q, use um protocolo de calibração absoluta de dose de sua escolha para determinar a conversão de nanocoulombs (nC) para centigrays (cGy) para esta configuração de medição de feixe. Para mais informações, consulte “Referências” na página 2-174. Independentemente de SAD ou SSD serem exigidas para o protocolo de calibração, a calibração de dosimetria para o Sistema CyberKnife é realizada a 800 mm de SAD e a 15 mm de profundidade com o colimador de 60 mm (consulte “Ponto de calibração do LINAC” na página 2-127).

Determinada a conversão de nanocoulombs para centigrays, o Engenheiro de Serviço de Campo Accuray pode ajustar o hardware e o software de dosimetria do LINAC para que 1 MU = 1 cGy com um colimador de 60 mm nessas condições.

Ponto de calibração do LINAC

A calibração absoluta de dose é conduzida de modo que o ponto de calibração, a saída do Sistema CyberKnife com um colimador fixo de 60 mm à SAD de 800 mm e 15 mm de profundidade na água, seja de 1cGy por 1 MU como mostrado na Figura 70.

Figura 70 No ponto de calibração com a geometria de calibração, 1UM=1cGy com o colimador de 60 mm

Uma vez que o Sistema CyberKnife esteja calibrado como descrito acima, a dose em cGy/MU em outros pontos é determinada pela seguinte equação (consulte a Figura 71)

$$D/(MU) = OCR(coll,\ R_{800},\ D_{\mathrm{eff}}) \cdot \left(\frac{800}{SAD}\right)^2 \cdot TPR(fieldsize,\ D_{\mathrm{eff}}) \cdot DM(coll,\ SAD) \quad \textbf{(1)}$$

Para obter informações mais detalhadas, consulte o Capítulo 5, “Algoritmos para cálculo e exibição de dose”.

Figura 71 Cálculo de dose quando fora do ponto de calibração

Aquecimento do LINAC para sistemas com câmara de ionização sem vedação

O sistema dosimétrico do LINAC para o Sistema CyberKnife pode usar câmaras de íons sem vedação. Quando o sistema é ligado, a saída de radiação liberada por unidade monitora (MU) aumenta à medida que o LINAC se aquece enquanto ele está produzindo o feixe porque a densidade do ar na câmara de ionização aumenta.

Quando o LINAC se resfria, a saída de radiação por unidade monitora diminui. O LINAC se resfriará entre tratamentos de pacientes. Isso também ocorrerá ligeiramente entre feixes durante uma liberação de tratamento. Durante o curso de um dia de tratamento, o LINAC estará sempre se aquecendo e se resfriando em algum grau. Portanto, depois do seu período de aquecimento inicial pela manhã, o LINAC não estará totalmente frio ou aquecido a qualquer ponto durante um dia de tratamento. O intervalo total de variabilidade de rendimento da situação fria de início a totalmente aquecida do LINAC é de aproximadamente 3%. Entretanto, durante o dia de tratamento, o intervalo real esperado é próximo a ±0,7%.

Procedimento de aquecimento para calibração absoluta de dose

Para a melhor dosimetria, a calibração absoluta de dose deve ser realizada em condições que mais se aproximam do uso clínico da máquina e das condições típicas de temperatura de operação. Portanto, de um início a frio, aplique 6.000 MU como descrito em “Aquecimento diário do LINAC” na página 2-131. Depois realize o protocolo de calibração absoluta de dose como descrito anteriormente em “Calibração absoluta de dose do LINAC” na página 2-121.

Verificações de rendimento diárias

É melhor realizar a calibração do LINAC diariamente depois do aquecimento do LINAC a um ponto próximo ao ponto médio das condições típicas de operação do LINAC encontradas durante o dia de tratamento. A Accuray recomenda o aquecimento do LINAC em início a frio com 6.000 MU e para depois realizar a calibração de saída diária imediatamente depois.

Como mostrado na Figura 72, há um intervalo de 30 minutos depois do aquecimento inicial e do primeiro paciente com um intervalo de 60 minutos entre os pacientes. Os gráficos são baseados num modelo de comportamento médio de aquecimento dos LINAC do Sistema CyberKnife. O modelo foi concebido usando-se dados de aquecimento coletados em diversos locais. A escala vertical nos gráficos mostra a saída por unidade monitora (MU) relativa à saída assintótica para um para um LINAC totalmente aquecido liberando feixes continuamente.

A linha vermelha mostra a saída relativa por unidade monitora durante o período inicial de aquecimento de 6.000 MU. A linha azul que continua a partir da linha vermelha mostra qual seria a saída relativa por unidade monitora se o LINAC fosse deixado em contínuo aquecimento até alcançar um limite assintótico. As 5 linhas azuis pontilhadas mostram qual é a saída relativa por unidade monitora para 5 tratamentos de pacientes. Observe que as linhas pontilhadas não aumentam tão bruscamente quanto a linha azul contínua porque, durante a aplicação do tratamento, o LINAC se resfria ligeiramente enquanto o robô de tratamento move de nó a nó.

O exemplo de aquecimento mostrado na Figura 72 é baseado numa simulação que usa dados coletados em vários locais com CyberKnife com câmaras de íons ventiladas. O comportamento de aquecimento e resfriamento mostrados aqui são principalmente o resultado do aquecimento e do resfriamento da câmara de ionização do LINAC afetando a densidade do gás dentro da câmara. Devido à variedade de usos e condições ambientais que podem ocorrer dependendo do lugar, a Accuray não tem recomendações específicas de um período máximo de inatividade para o LINAC antes que seja necessário outro aquecimento para sistemas com câmaras de íons ventiladas.

Figura 72 Exemplo de comportamento de aquecimento do LINAC (câmaras de íons sem vedação)

Aquecimento do LINAC para sistemas com câmara de ionização vedadas

A Accuray recomenda um aquecimento de pelo menos 2 minutos para LINAC com câmaras de ionização vedadas. Defina o tempo de aquecimento desejado em minutos utilizando a tela **Warmup** (Aquecimento) (consulte “Aquecimento diário do LINAC” na página 2-131). Aqueça o LINAC antes de realizar uma calibração de dose absoluta ou uma verificação de rendimento diária. Para mais informações sobre como realizar esses procedimentos, consulte “Procedimento de aquecimento do LINAC usando o modo Física” na página 2-131.

Procedimento de aquecimento do LINAC usando o modo Física

Esta seção descreve os seguintes procedimentos:

- “Aquecimento diário do LINAC” na página 2-131
- “Verificação de calibração do LINAC” na página 2-138
- “Ajuste de calibração do LINAC” na página 2-141
- “Verificação da constância do rendimento do LINAC” na página 2-145

Para realizar os procedimentos acima, é preciso acessar por login o modo **Physics** (Física) a partir do menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife) no computador de liberação do tratamento. O equipamento precisa estar ligado antes de acessar o modo **Physics** (Física). Para obter mais informações sobre o menu do sistema CyberKnife, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

A ordem típica dos procedimentos acima são como a seguir: Realize primeiro um aquecimento do LINAC, depois a verificação de calibração do LINAC e o ajuste da calibração do LINAC. O ajuste de calibração do LINAC é o procedimento realizado com menos frequência.

Aquecimento diário do LINAC

O procedimento de aquecimento do LINAC deve ser realizado diariamente como especificado no Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife*®. Caso contrário, podem ocorrer flutuações na taxa da dose.

▶ **Para realizar o procedimento de aquecimento diário do LINAC:**

1. No computador de liberação de tratamento, ligue o equipamento do Sistema CyberKnife usando a janela de Status do equipamento. O botão **Physics** (Física), no menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife), é ativado apenas quando o equipamento está ligado (consulte a Figura 73). Para obter mais informações sobre como ligar o equipamento, consulte o *Manual de liberação de tratamento*.

Figura 73 Menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife) depois de ligar o equipamento

2. Clique no botão **Physics** (Física) no menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife). Aparece o menu Physics (Física) (consulte a Figura 74).

Figura 74 menu Physics (Física)

O menu Physics (Física) contém os seguintes botões:

- Botão **LINAC**: Permite realizar manualmente os procedimentos para o aquecimento do LINAC, a verificação de calibração e o ajuste de calibração.
- Botão **X-Ray Warmup** (Aquecimento dos raios X): Permite o aquecimento dos tubos de raios X do sistema de imagens de raios X. Para obter mais informações sobre o procedimento de aquecimento do tubo de raios X, consulte o *Manual de liberação de tratamento*.
- Botão **Collimator** (Colimador): Permite trocar colimadores fora de um plano de tratamento. Para obter mais informações sobre troca de colimadores, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.
- Botão **Laser Alignment** (Alinhamento do Laser): Permite que você execute uma verificação rápida da precisão do direcionamento do feixe. Para obter mais informações sobre como realizar a Verificação do alinhamento do laser no modo Physics (Física), consulte o Capítulo 3, “Recomendações e testes de garantia de qualidade”.
- Botão **Exit** (Sair): Retorna para o menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife).

3. Clique no botão **LINAC** no menu Physics (Física). Aparece o menu LINAC (Física) (consulte a Figura 75).

Figura 75 menu LINAC

O menu LINAC contém os seguintes botões:

- Botão **Warmup** (Aquecimento): Permite que você aqueça o LINAC. Esse procedimento é realizado diariamente.
- Botão **Calibration Check** (Verificação de calibração): Permite que você verifique a calibração da dosimetria do LINAC. Esse procedimento é realizado diariamente.
- Botão **Calibration Adjustment** (Ajuste de calibração): Permite ajustar a calibração da dose em cGy ou Gy, dependendo da configuração no Sistema *iDMS*. Esse procedimento deve ser realizado com frequência especificada pelo local.
- Botão **Exit** (Sair): Retorna para o menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife).

4. Quando o Sistema CyberKnife está pronto, o botão **Warmup** (Aquecimento) é ativado. Clique no botão **Warmup** (Aquecimento) no menu LINAC. A tela **Warmup** (Aquecimento) é exibida (consulte a Figura 76).

Figura 76 Janela Warmup (Aquecimento)

A tela **Warmup** (Aquecimento) permite que você ative a tensão alta para o LINAC e especifique um tempo de aquecimento desejado para aquecer o LINAC. Essa tela contém os controles descritos na Tabela 10.

Tabela 10 Controles na tela Warmup (Aquecimento)

Controle	Função
Indicador ***HV WAIT*** (AGUARDAR HV)/ ***HV ON*** (HV LIGADO)/ ***HV OFF*** (HV DESLIGADO)	Exibe o status da tensão alta do LINAC. Quando a tensão alta está ativada mas não acesa, ***HV WAIT*** (AGUARDAR HV) é exibido. Quando a tensão alta está acesa, ***HV ON*** (HV LIGADO) é exibido. Quando a tensão alta está desativada e apagada, ***HV OFF*** (HV DESLIGADO) é exibido.
Indicador ***BEAM ON/ BEAM OFF*** (FEIXE LIGADO/FEIXE DESLIGADO)	Exibe a status do feixe de raios X LINAC. Quando o indicador amarelo ***BEAM ON*** (FEIXE LIGADO) é exibido, a dose está sendo aplicada.
Seção ***High Voltage Control*** (Controle de Tensão Alta)	Permite que você ative a tensão alta para o LINAC. Botão **Enable** (Ativar): Este botão está ativo quando a alta tensão está desligada. Clicar nesse botão ativa a tensão alta. **Botão Disable** (Desativar): Este botão está ativo quando a alta tensão está ligada. Clicar nesse botão desliga a tensão alta.
Seção ***Beam Control*** (Controle do feixe)	Permite que você especifique um tempo de aquecimento desejado para o LINAC. Caixa de texto **Desired Time** (Tempo desejado): Permite que você insira o tempo de aquecimento desejado com um valor entre 1 segundo e 10 horas. Botões **Start** (Iniciar): Permite que você inicie a Administração da dose para aquecer o LINAC. Barra de status: Exibe a porcentagem do tempo de aquecimento especificado (0 a 100%) que já passou. Campos **Delivered MU** (MU aplicada): Exibe a dose administrada (em unidades monitoras) medida para canal de dose A e B. Campos **Dose Rate (MU/min)** (Taxa da dose (MU/min)): Exibe a taxa da dose em UM/min para o canal da dose A e B.
Botão de ***intertravamento***	Aciona o intertravamento. A tensão alta é desligada quando o intertravamento é acionado.
Botão ***Exit*** (Sair)	Retorna ao menu LINAC.

NOTA: Os fatores de calibração *não são* aplicados aos feixes gerados durante o aquecimento do LINAC usando a tela **Warmup** (Aquecimento). Também *não* são aplicadas verificações da taxa de dose dentro dos ±10% do valor nominal e dos Canais A e B dentro dos 5% de cada um na tela **Warmup** (Aquecimento).

5. Clique no botão **Enable** (Ativar) na tela **Warmup** (Aquecimento). O indicador de alta voltagem mostra ***HV WAIT*** (AGUARDAR HV) e o botão **Disable** (Desativar) fica ativo. Aparece uma mensagem avisando para ligar a alta tensão do LINAC.
6. No painel de controle do operador, vire a chave de segurança de intertravamento para a posição **ON** (LIGADO). Aperte então o botão **ON** (LIGADO) na seção **HIGH VOLTAGE** (Alta tensão) do painel de controle do operador.

   O indicador de alta tensão na interface do usuário exibe ***HV ON*** (HV ligado) em amarelo.
7. Insira o tempo de aquecimento desejado na caixa de texto **Desired Time** (tempo desejado). Em seguida, pressione <ENTER>.
8. Clique no botão **Start** (Iniciar) na tela **Warmup** (Aquecimento) para iniciar a liberação da dose. O indicador de status do feixe mostra ***BEAM ON*** (FEIXE LIGADO) em amarelo. A barra de status indica o progresso à medida que se alcança a dose desejada.
9. Quando a barra de status alcançar 100% e o procedimento de aquecimento do LINAC estiver concluído, clique no botão **Exit** (Sair) para retornar ao menu do LINAC.

Verificação de calibração do LINAC

A tela **Calibration Check** (Verificação de calibração) do LINAC pode ser utilizada para os seguintes procedimentos, entre outros:

- Para verificar a calibração de dosimetria do LINAC após realizar o ajuste de calibração do LINAC. O procedimento de verificação da calibração do LINAC permite que você verifique se a dose desejada é a mesma da dose medida. Consulte Etapa 10 na página 2-145 na “Ajuste de calibração do LINAC” na página 2-141.
- A verificação de constância do rendimento do LINAC, incluindo o procedimento basal e a verificação diária, conforme descrito em “Verificação da constância do rendimento do LINAC” na página 2-145.

▶ **Para realizar o procedimento de verificação de calibração do LINAC:**

1. Siga as etapas descritas na seção anterior (consulte “Aquecimento diário do LINAC” na página 2-131) para ligar a energia do equipamento e exibir o menu LINAC.
2. Clique no botão **Calibration Check** (Verificação de calibração) no menu LINAC. Aparece a tela **Calibration Check** (Verificação de calibração) (consulte a Figura 77).

Figura 77 Tela Calibration Check (Verificação de calibração)

A tela **Calibration Check** (Verificação de Calibração) contém os controles descritos na Tabela 11, além dos controles exibidos na tela **Warmup** (Aquecimento) (Tabela 10).

Tabela 11 Controles na tela Calibration Check (Verificação de calibração)

Controle	Função
Seção **Beam Control** (Controle do feixe)	Permite que você especifique uma dose desejada a ser administrada. Caixa de texto **Desired MU** (MU desejada): Permite que você insira a dose desejada nas unidades monitoras (MU). Botão **Start** (Iniciar): Permite que você inicie a administração. Barra de status: Exibe a porcentagem da dose desejada (0 a 100%) que foi administrada durante a verificação de calibração do LINAC. Campos **Delivered MU** (MU aplicada): Exibe a dose administrada (em unidades monitoras) medida para canal de dose A e B. Campos **Dose Rate (MU/min)** (Taxa da dose (MU/min)): Exibe a taxa da dose em MU/min para o canal da dose A e B.
Área de visualização ***Last Calibration*** (Última Calibração)	Exibe a data e o horário do último procedimento de calibração de dosimetria do LINAC. Se não houver calibração disponível, pode ocorrer um intertravamento que impede ou interrompe a aplicação do feixe.

3. Clique no botão **Enable** (Ativar) na tela **Calibration Check** (Verificação de calibração). O indicador de alta voltagem mostra ***HV WAIT*** (AGUARDAR HV) e o botão **Disable** (Desativar) fica ativo. Aparece uma mensagem avisando para ligar a alta tensão do LINAC.
4. No painel de controle do operador, vire a chave de segurança de intertravamento para a posição **ON** (LIGADO). Aperte então o botão **ON** na seção **HIGH VOLTAGE** (Alta tensão) do painel de controle do operador.

   O indicador de alta tensão na interface do usuário exibe ***HV ON*** (HV ligado) em amarelo.
5. Insira a dose desejada para a verificação de calibração em unidades monitoras (MU) na caixa de texto **Desired MU** (MU desejada).

6. Clique no botão **Start** (Iniciar) na tela **Calibration Check** (Verificação de calibração) para iniciar a liberação da dose. O indicador de status do feixe mostra ***BEAM ON*** (FEIXE LIGADO) em amarelo. A barra de status indica o progresso à medida que se alcança a dose desejada.

   Durante a liberação da dose, são realizadas verificações internas acerca do seguinte:

   - Se diferença na dose medida para o canal de dose A e B não excede o intervalo permitido.
   - Se o tempo gasto durante a liberação da dose não excede o tempo esperado para se alcançar a dose desejada.
   - Se flutuação da taxa da dose não excede o intervalo permitido.
   - A diferença no sinal medido em qualquer segmento da câmara B em comparação com o valor de simetria basal não ultrapassa o intervalo permitido.

   Se uma verificação interna falhar, será acionado um intertravamento e a alta tensão será desligada.

7. Quando a barra de status chegar em 100%, o procedimento de calibração do LINAC estará concluído e a dose liberada e a desejada poderão ser comparadas. Se você estiver satisfeito com os resultados da verificação de calibração, clique no botão ***HV Disable*** (Desativar HV) e, em seguida, clique no botão **Exit** (Sair) para retornar ao menu do LINAC.

   Se for necessário ajustar a calibração dosimétrica, consulte “Ajuste de calibração do LINAC” na página 2-141.

Ajuste de calibração do LINAC

ATENÇÃO: Não ajuste a calibração LINAC a menos que você seja um especialista em Física Médica qualificado.

NOTA: Use o colimador fixo de 60 mm para o procedimento de ajuste de calibração do LINAC.

O procedimento de ajuste de calibração LINAC permite calibrar e ajustar o sistema de dosimetria LINAC. Durante o procedimento, são liberadas 5 doses nominais (desejadas). Para cada dose nominal, mede-se a dose detectada usando a instalação externa de dosimetria.

Realiza-se um ajuste linear usando-se os pontos de dados medidos para obter parâmetros de calibração de dosimetria. O ganho é determinado como o coeficiente angular da linha ajustada que passa pela origem numa curva de unidades monitoras (descalibradas) nominais liberadas pelo sistema no eixo X e valores medidos pelo usuário em centigray (cGy) no eixo X (consulte a Figura 78).

Figura 78 Ganho de calibração do LINAC

NOTA: O software não aceitará valores de dose medida inseridos pelo usuário se a curva ajustada se desviar dos valores em mais que 1% (para doses de 100 cGy ou superiores) ou em mais que 1 cGy (para doses menores que 100 cGy).

O procedimento de ajuste de calibração do LINAC é realizado numa programação predeterminada e conforme o necessário dependendo dos resultados da verificação de calibração do LINAC (consulte “Verificação de calibração do LINAC” na página 2-138).

▶ **Para realizar o procedimento de ajuste de calibração do LINAC:**

1. Siga as etapas descritas na seção “Aquecimento diário do LINAC” na página 2-131) para ligar a energia do equipamento e exibir o menu LINAC.
2. Clique no botão **Calibration Adjustment** (Ajuste de calibração) no menu **LINAC**. A tela **Calibration** (Calibração) é exibida (consulte a Figura 79).

NOTA: Todas as unidades monitoras liberadas usando a tela **Calibration** (Calibração) são nominais (não calibradas), mesmo se houver uma calibração.

Figura 79 Tela Calibration

A tela **Calibration** (Calibração) contém os controles descritos na Tabela 12, além dos controles exibidos na tela **Warmup** (Aquecimento).

Tabela 12 Controles na tela Calibration (Calibração)

Controle	Função
Seção ***Calibration*** (Calibração)	Exibe os valores de dose nominal a ser administrados para cada ponto de dados de calibração e permite que você insira o valor de dose medida correspondente. Campos **Nominal MUs** (UMs nominais): Exibe 5 valores de dose nominais predefinidos (não calibrados, em unidades monitoras) a serem liberadas. Caixas de texto **Measured cGy/Gy** (cGy/Gy medido): Permite que você insira a dose medida (em centigray ou gray, dependendo da configuração do Sistema *iDMS*) correspondente a cada dose nominal. Botões **Start**/**Reset** (Iniciar/Redefinir): Permite que você inicie a aplicação da dose para uma das doses nominais ou reinicie um ponto de dados já obtido.
Seção ***LINAC Model Information*** (Informações do modelo LINAC)	Exibe os parâmetros de calibração de dosimetria obtidos de uma melhor adequação linear para 5 pontos de dados medidos. Campos **Gain** (Ganho): Exibe o valor do ganho (coeficiente angular da curva ajustada aos pontos de dados) para os canais de dose A e B. O ganho é calculado como o coeficiente angular da curva ajustada aos pontos de dados para os canais A e B. Cada canal tem, portanto, sua própria calibração. O software não aceitará um valor de ganho fora do intervalo 0,95 a 1,05 para uma câmara de ionização não vedada e 0,5 e 1,2 para câmaras de íons vedadas. Botão **Accept** & **Save** (Aceitar e salvar): Este botão é ativado quando todos os 5 pontos de dados medidos foram inseridos. Permite que você aceite e salve os novos parâmetros de calibração de dosimetria. Quando os valores não são aceitos, eles não aparecem mais na tela. Os campos abaixo dos campos Gain (Ganho) exibem informações sobre erros de modelagem de calibração. Os erros de modelagem em cada ponto não podem ser maiores que 1% ou que 1 cGy (o que for maior). O ponto com a maior diferença absoluta pode não ser o ponto com a maior diferença relativa. Campos **Relative (%)** (Relativo (%)): Exibe o maior erro relativo como percentagem para os canais de dose A e B. Esse valor é a maior diferença relativa entre a dose medida e o ajuste linear entre os cinco pontos de dados (200, 100, 50, 20, 10 UM) inseridos. Campos **Absolute (cGy/Gy)** (Absoluto (cGy/Gy)): Exibe o maior erro absoluto (em centigray ou gray, dependendo da configuração do Sistema *iDMS*) para os canais de dose A e B. Esse valor é a maior diferença absoluta entre a dose medida e o ajuste linear entre os cinco pontos de dados (200, 100, 50, 20, 10 MU) inseridos.
Seção **Calibration Status** (Status de calibração)	Exibe o status do procedimento de ajuste de calibração LINAC (Complete (Completo), Not Complete (Não Completo) ou Error (Erro)).

NOTA: A rotina de ajuste de curva gera a relação entre as unidades monitoras (UM) liberadas x dose liberada. As UM liberadas são mostradas na verdade como contagens que podem ser vistas no registro de dados localizado na parte superior do MCC ou retrospectivamente no seguinte arquivo:

`/accuray/datafiles/site_df/linac/calibration_history.dat`

Esse arquivo contém todos os dados a partir de um ajuste de calibração. No arquivo `model.dat`, localizado no mesmo diretório, os dois últimos números são valores de ganho.

3. Clique no botão **Enable** (Ativar) na tela **Calibration** (Calibração). O indicador de alta voltagem mostra ***HV WAIT*** (AGUARDAR HV) e o botão **Disable** (Desativar) fica ativo. Aparece uma mensagem avisando para ligar a alta tensão do LINAC.
4. No painel de controle do operador, vire a chave de segurança de intertravamento para a posição **ON** (LIGADO). Aperte então o botão **ON** (LIGADO) na seção **HIGH VOLTAGE** (Alta tensão) do painel de controle do operador.

   O indicador de alta tensão na interface do usuário exibe ***HV ON*** (HV ligado) em amarelo. Os botões **Start** (Iniciar) na tela **Calibration** (Calibração) se tornam ativos.
5. Clique no primeiro botão **Start** (Iniciar) na tela **Calibration** (Calibração) para iniciar a aplicação da dose. Os outros botões **Start** (Iniciar) ficam inativos. O indicador de status do feixe mostra ***BEAM ON*** (FEIXE LIGADO) em amarelo. A barra de status indica o progresso à medida que se libera a dose nominal.
6. Realize os cálculos manuais necessários para calcular o valor de dose medida (em centigray) correspondente à dose nominal liberada.
7. Insira o valor de dose medido na caixa de texto **Measured cGy/Gy** (cGy/Gy medido) para cada campo ***Nominal MUs*** (MU nominais) correspondente.

   O botão **Start** (Iniciar) muda para um botão **Reset** (Redefinir). Os outros botões **Start** (Iniciar) ficam ativos. Se houver um erro no valor inserido, pressione o botão **Reset** (Redefinir) para limpar a entrada e reinserir o valor.
8. Repita as etapas acima para inserir os valores de dose medidos para todas as 5 doses nominais. Os valores de parâmetro na seção ***LINAC Model Information*** (Informações do modelo LINAC) são atualizados à medida que os pontos de dados são adicionados. Para redefinir um ponto de dado, clique no botão **Reset** (Redefinir) próximo a ele.

   Quando todos os 5 pontos de dados forem obtidos, o campo ***Calibration Status*** (Status de calibração) exibirá ***Complete*** (Concluído). O botão **Accept & Save** (Aceitar e salvar) ficará ativo.

   Se ocorrer um erro ao inserir um ponto de dado, o campo ***Calibration Status*** (Status de calibração) exibe ***Error*** (Erro) e um novo botão é mostrado próximo a ele (um botão com três pontos). Clique nesse botão para mostrar informações sobre o erro.

9. Se os resultados do ajuste de calibração do LINAC são satisfatórios e os parâmetros de calibração estão prontos para serem salvos, registre os valores de ***Gain*** (Ganho) exibidos. Depois clique no botão **Accept & Save** (Aceitar e salvar).

   Quando os parâmetros de calibração são aceitos, eles não aparecem mais na tela.

   NOTA: O monitoramento dos valores de ***Gain*** (Ganho) pode ajudar a identificar calibragens inadequadas. Os valores devem sempre estar próximos aos valores anteriores.

10. Depois de concluir o procedimento acima, realize uma verificação de calibração do LINAC (consulte “Verificação de calibração do LINAC” na página 2-138) para identificar se a calibração do LINAC está satisfatória.

    Verifique a calibração em duas configurações de unidades monitoras. Use uma configuração num intervalo de 100–200 MU e outra num intervalo clínico de MU inferior.

11. Determine um novo valor basal para verificação diária de constância do rendimento do LINAC. Consulte “Procedimento de constância do rendimento do LINAC basal” na página 2-145.

Verificação da constância do rendimento do LINAC

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Procedimento de constância do rendimento do LINAC basal” na página 2-145
- “Procedimento de constância do rendimento do LINAC diário” na página 2-146

Verificação da constância do rendimento do LINAC usa a tela **Calibration Check** (Verificação de calibração). Primeiramente, é realizado um procedimento basal para determinar o fator de conversão. Os resultados das futuras verificações diárias de constância do rendimento do LINAC são comparados com o valor basal.

Procedimento de constância do rendimento do LINAC basal

Este procedimento oferece um valor de linha de base em relação à constância do rendimento do LINAC e é verificado diariamente como parte de um programa regular de GQ. Para obter mais informações sobre os procedimentos de GQ, consulte o Capítulo 3, “Recomendações e testes de GQ”.

Imediatamente após a realização de uma calibração absoluta de dose (conforme descrito em “Ajuste de calibração do LINAC” na página 2-141), prepare a realização do procedimento descrito na seção abaixo. Essa configuração deve ser a mesma que seria utilizada para verificações diárias de consistência do rendimento do LINAC. Libere um número conhecido de unidades monitoras (UM) usando a tela **Calibration Check** (Verificação de calibração) (consulte a Figura 77 na página 2-138), e não a janela **Warmup** (Aquecimento). Em seguida, registre a leitura do eletrômetro.

Obtenha múltiplas leituras nessa configuração. Descubra o resultado médio e calcule o fator de conversão entre a configuração de calibração absoluta de dose (colimador fixo de 60 mm, 800 mm de SAD e profundidade de 15 mm em água) e a configuração utilizada para a verificação diária de constância do rendimento do LINAC. Este é o fator de conversão basal.

Procedimento de constância do rendimento do LINAC diário

Conforme você realizar futuras verificações diárias da constância do rendimento do LINAC, compare o valor ao valor de calibração nominal de 1 UM = 1 cGy utilizando o fator de conversão basal determinado acima para calcular a dose no ponto de referência com base nas leituras de verificação diária de rendimento. Certifique-se de que o valor está dentro de uma tolerância que você decidiu ser a adequada para a sua prática clínica.

Para estabelecer a constância do rendimento do LINAC, usam-se os seguintes materiais:

- Qualquer um dos seguintes:

  (1) Montagem de gaiola e uma câmara de ionização Baldwin-Farmer com uma cápsula de acúmulo de 6 MV, ou

  (2) Objeto simulador de placas equivalente a tecido com um buraco de inserção e uma câmara de ionização Baldwin-Farmer.

  NOTA: Se o escolhido for o objeto simulador de placas, certifique-se de que a posição do laser não se moveu em relação ao feixe de radiação desde a medição da linha de base.

- Colimador secundário
- Eletrômetro

  NOTA: Há dispositivos de GQ SRS diários opcionais que podem ser utilizados para verificações de rendimento, bem como para verificações de nivelamento e simetria. Caso utilize um desses dispositivos, siga os procedimentos recomendados pelo fabricante para a calibração do dispositivo.

▶ **Para determinar a constância do rendimento do LINAC:**

1. Insira o colimador fixo secundário de 60 mm.
2. Ao usar a gaiola com a câmara de ionização Baldwin-Farmer com uma cápsula de acúmulo de 6 MV, faça o seguinte:
   - Conecte a gaiola ao compartimento do colimador.
   - Monte a câmara de ionização Baldwin-Farmer na montagem do detector da gaiola de modo que o centro da câmara esteja alinhado com o laser. A câmara é fixada então a 800 mm de SAD.

     NOTA: Ao montar a câmara Farmer-Baldwin na montagem do detector na gaiola, certifique-se de que a montagem do detector está conectada à parte superior do flange inferior da gaiola.

     O local correto para a montagem da câmara Baldwin-Farmer é o lado oposto do flange a partir do lugar de montagem para um detector de diodo.

   - Coloque uma cápsula de 6 MV embutida na câmara de ionização Baldwin-Farmer.

Ao usar um objeto simulador de placas equivalente a tecido com uma câmara de ionização Baldwin-Farmer, configure o objeto simulador de placas a uma distância conhecida do LINAC usando o apontador dianteiro de distância e insira a câmara de ionização.

3. Conecte o eletrômetro à câmara.
4. Registre as leituras de temperatura e pressão dentro da sala de tratamento.
5. Ligue o eletrômetro e verifique a corrente de polarização correta.
6. Faça login no computador de liberação de tratamento e acesse o modo **Physics** (Física).
7. Aqueça o LINAC conforme explicado em “Aquecimento diário do LINAC” na página 2-131.
   - Ao usar uma câmara de ionização vedada: Na tela **Warmup** (Aquecimento), insira 2 minutos para aquecer o LINAC.
8. Faça várias leituras da câmara de ionização Baldwin-Farmer para 200 UM liberadas usando a tela **Calibration Check** (Verificação de calibração) (consulte a Figura 77 na página 2-138).
9. Calcule o fator de correção de temperatura e pressão ($C_{T,P}$).
10. Faça a média das leituras da câmara de ionização. Aplique o fator de correção de temperatura e pressão à média das leituras e, em seguida, utilize o fator de conversão basal (determinado em “Procedimento de constância do rendimento do LINAC basal” na página 2-145) para calcular a dose medida no ponto de calibração. Compare este valor à calibração nominal de 1 UM = 1 cGy. Verifique se o rendimento do LINAC está dentro do intervalo clinicamente aceitável.
11. (*Opcional*) Para configurar uma verificação rápida de energia, insira um objeto simulador de placas equivalente a tecido de 5 cm ou 2 cm de alumínio no fluxo do feixe da câmara de ionização Baldwin-Farmer e configure o LINAC para aplicar 200 MU.

Importar estudos de imagem de TC de objeto simulador

▶ **Importar estudos de imagem de TC de objeto simulador:**

1. Adquira 3 varreduras do objeto simulador de cabeça e pescoço no CyberKnife com filmes carregados nos ball cubes.
2. Adquira uma varredura de um objeto simulador de placas com a câmara de ionização e/ou filme a ser usado para os testes de verificação de dose. Se for utilizada uma câmara de ionização, ela deve ser posicionada para tomografia computadorizada. Se for utilizado um filme, inclua-o na tomografia computadorizada.
3. Adquira uma varredura do objeto simulador de AGQ com a esfera plástica no objeto simulador.
4. Os objetos simuladores de cabeça e pescoço vêm com o Sistema CyberKnife. Uma varredura do simulador de densidade de elétrons deve ser obtida para cada scanner de TC que será utilizado para os estudos de imagens de TC de pacientes realizados pelo CyberKnife.
5. Use o aplicativo Image Review and Import do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* para importar estudos de imagens de CT e associe-as com um registro de paciente “Objeto simulador”. Importe pelo menos uma das CT do simulador da cabeça e do pescoço como um registro de paciente “Paciente”. Para obter mais informações sobre o aplicativo Image Review and Import, consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.
6. Carregue os estudos de imagens de CT no *Accuray Precision* System.
7. No *Accuray Precision* System, use a ferramenta Ruler na barra de tarefas global para verificar a precisão geométrica das escalas de distância de CT visíveis nas imagens de CT com as dimensões conhecidas do objeto simulador.
8. Gere modelos de densidade personalizados associados a cada escâner de CT utilizado (consulte “Modelos de densidade de CT” na página 2-149).

Modelos de densidade de CT

O *Accuray Precision* System oferece vários modelos predefinidos de densidade de CT para usar num planejamento de tratamento. Analise os modelos predefinidos para uso clínico. Os modelos marcados com ***Water/Air*** (Água/Ar), ***Lung Standard*** (Padrão de pulmão) e ***Body Standard*** (Padrão de corpo) não podem ser modificados e não podem ser usados para liberação de tratamento para o paciente; todos os modelos marcados como ***Custom Model*** (Modelo personalizado) podem ser modificados. Considerando que você tenha acesso necessário, é possível inserir modelos personalizados de densidade de CT e salvá-los como padrão para um paciente ou globalmente.

Para criar, alterar e aplicar modelos de densidade de CT, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

NOTA: A densidade de CT tem uma influência significativa na dose liberada ao paciente. Durante uma análise de um plano de tratamento de GQ, confirme se o modelo de densidade de TC adequado foi usado.

ATENÇÃO: Se houver erros no modelo de densidade de TC, isso acarretará em cálculos de dose incorretos. Para uma maior precisão dos modelos de densidade de CT, use um objeto simulador de densidade eletrônica para derivar a curva de densidade de CT para cada scanner de CT usado com o Sistema CyberKnife.

Seleção do modelo de densidade de tecido

O algoritmo para correção de inomogeneidade de profundidade efetiva é usado para o cálculo de dose Ray-Tracing. A profundidade efetiva é usada durante a pesquisa dos dados de TPR e OCR. O *Accuray Precision* System oferece várias opções ao aplicar essas correções de densidade de tecido para gerar um plano de tratamento.

O *Accuray Precision* System oferece 3 modelos de densidade de CT como amostra:

- Water/Air (Água/Ar)
- Lung Standard (Padrão de pulmão)
- Body Standard (Padrão de corpo)

NOTA: Se um plano de tratamento de paciente usa um modelo de densidade de TC, o plano não pode ser salvo como liberável.

Water/Air (Água/Ar)

No modelo de densidade de CT do *Accuray Precision* System marcado como Water/Air (Água/Ar), todos os HU –800 ou superiores são atribuídos a uma densidade de elétrons relativa de 1. Todas as HU –801 ou inferiores são designadas para densidade 0. Portanto, pode-se notar uma profundidade efetiva menor que a real para alguns dos feixes.

Lung Standard (Padrão de pulmão)

A HU pode ser selecionada para áreas de modelo que serão tratadas como tecido pulmonar. Geralmente, essas áreas têm densidades que estão entre a do ar e a da água. O algoritmo determina quais voxels têm HU entre 2 parâmetros definidos por usuário. O intervalo padrão é de –800 a –200. Os voxels dentro desse intervalo têm valores de densidade definidos pelo usuário e podem diferir entre 0,0 e 1,0.

A configuração padrão é a profundidade equivalente a 0,3 mm de profundidade por 1 mm de transmissão de feixe. Para planos de tratamento na região torácica, esse método geralmente produz erros menores de cálculo de dose que quando se tratam todos os tecidos como água ou ar.

O modelo de cálculo de dose não considera os efeitos relacionados ao desequilíbrio eletrônico como, por exemplo, desvios de volta ou para o lado em interface entre tecido mole e osso.

Body Standard (Padrão de corpo)

Esse modelo de densidade é concebido com 3 componentes lineares para cada parte para atenuação de modelo por 3 diferentes tipos de matéria: ar, tecido mole e ossos. Os voxels com uma HU menor que –800 são tratados como ar, isto é, não têm atenuação associada a eles. Voxels com HU entre –800 e 200 são modelados como tendo densidade relativa linearmente crescente de 0,2 a 1,2, representando tecidos moles de densidade variável. Voxels com HU entre 200 e 1.500 têm densidade linearmente crescente de 1,2 a 1,77 e representam tecido ósseo. Os voxels com densidade maior que 1.500 são atribuídos a uma densidade relativa de 1,77.

Modelos de densidade de CT personalizados

Use um objeto simulador de densidade eletrônica para medir a HU por densidade conhecida para o scanner de CT de planejamento do tratamento usado para varreduras em pacientes para tratamento com o Sistema CyberKnife. Os valores medidos de densidade podem ser inseridos num modelo para planejamento de paciente. Os dados de calibração de CT são inseridos a partir da tarefa **Settings** (Configurações) no lado superior direito da tela no *Accuray Precision* System no aplicativo **Commissioning Tools** (Ferramentas de comissionamento). Os usuários podem visualizar os dados de calibração de CT a partir da tarefa **Settings** (Configurações) durante a elaboração dos planos de tratamento.

Os modelos de densidade eletrônica relativa usados para o cálculo de dose Ray-Tracing. Se a opção Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) estiver presente, será possível especificar modelos de densidade de massa além dos modelos de densidade eletrônica. Adquira informações de referência de densidade relativa de elétrons e densidade de massa para qualquer objeto simulador de densidade de CT usados para gerar modelos de densidade de CT personalizados. Para utilizar as sobreposições de densidade, você deve ter uma tabela de densidade de massa e uma tabela de densidade relativa de elétrons. Para obter mais informações sobre sobreposições de densidade, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

ATENÇÃO: Ao avaliar o plano de tratamento, considere com cuidado os efeitos que os artefatos de CT podem ter em seu cálculo de dose. A profundidade do cálculo de dose pode ser imprecisa na presença de um artefato de TC significativo. Baixos traçados de HU no paciente podem levar a uma depreciação da profundidade e altos traçados de HU fora do paciente ou em cavidades pulmonares/ar podem levar a uma superestimação da profundidade.

NOTA: Para modelos relativos de densidade eletrônica, o *Accuray Precision* System força os valores de densidade eletrônica relativa a serem zero para HU menor que –801.

A aquisição de curvas corretas de HU para densidade é essencial para cálculos de dose precisos. O *Accuray Precision* System utiliza dois tipos diferentes de curvas de densidade: uma para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing e outra para o algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo).

O algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing requer uma conversão do HU (–1.024…31.743) para densidade eletrônica relativa (1,0 é a densidade da água). O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) requer uma conversão de uma HU para densidade de massa (1,0 g/cm^3 é a densidade da água).

A curva de densidade de elétrons relativa deve ter densidade zero a –1.000 HU. A curva de densidade de massa deve ter uma densidade de 0,001 g/cm3 a -1.000 HU. O restante da curva deve ser inserido com base nas medições de HU para materiais de densidades de massa e de elétrons relativas conhecidas. Os objetos simuladores que facilitam esse processo estão relacionados em “Equipamento de GQ do local do cliente” na página 2-7. É importante que um objeto simulador de calibração inclua água real como ponto de calibração e que você incorpore esse ponto às curvas de calibração. Existem algumas referências que abordam as incertezas associadas ao uso de materiais mimetizadores de tecidos para calibração de HU-para-densidade [Ref. 13, Ref. 14] e o impacto dessas incertezas no cálculo da dose do paciente e nos cálculos da dose do objeto simulador de plástico. Recomenda-se consultar esses recursos antes de criar o modelo de densidade apropriado.

NOTA: O *Accuray Precision* System estende automaticamente o último valor inserido na curva para abranger qualquer HU fora do intervalo inserido pelo usuário. Para controlar diretamente esse comportamento, especifique os intervalos de densidade que abrangem a HU.

A Accuray fornece várias curvas de amostra que podem ser usadas como guia para a criação de curvas personalizadas de densidade. Alguns usuários talvez prefiram também criar e usar curvas de calibração para cálculos somente água/ar. A Accuray oferece uma curva de calibração de amostra para esse tipo de referência. Pode ser que todos os exemplos de curvas não sejam adequados para o seu scanner de TC. Como qualquer fator que influencia no cálculo de dose, as verificações de garantia de qualidade devem ser conduzidas para garantir que a calibração de densidade esteja correta para um scanner de TC específico.

ATENÇÃO: Devido a artefatos de scanners, alguns scanners de CT atribuem uma HU relativamente alta de –700 a –600 no espaço de ar fora do paciente que ocupa o restante da varredura. Para resolver isso, coloque um ponto de baixa densidade (como zero) no intervalo dessas HU intermediárias. Caso contrário, as HU podem atenuar artificialmente o feixe de radiação resultando em cálculos errôneos.

O *Accuray Precision* System processa varreduras de CT convencionais de 12 bits (4.096 valores discretos de CT) e as mais varreduras de CT de 16 bits mais recentes (65.536 valores discretos de CT). Para varreduras de CT de 16 bits, as curvas de densidade podem ser inseridas somente até um valor máximo de 31.743. O valor da curva de densidade a 31.743 é, portanto, estendido e usado para todos os valores de HU acima de 31.743.

Verificação de precisão geométrica de CT

Adquira um estudo de imagem de TC com marcadores BB num objeto simulador tal como o Beekley SPOTS® ou fiduciais colocados a uma distância física conhecida. (consulte a Figura 80.)

Um objeto simulador de placas é mais fácil de usar por causa de sua geometria regular. Contudo, pode-se usar qualquer objeto simulador grande o bastante. Além disso, a câmara de tipo Baldwin-Farmer usada para a calibração absoluta de dose pode ser incluída durante a varredura.

NOTA: O cassete de filme Ball-cube é pequeno demais para fornecer resultados precisos.

Figura 80 Objeto simulador estereotáxico de verificação de dose da Standard Imaging, Inc.

Para confirmar a precisão geométrica de TC, são usados os seguintes materiais:

- Beekley SPOTS® ou BBs
- Objeto simulador de placas

Para confirmar a precisão geométrica de um scanner de TC:

1. Coloque o Beekley SPOTS® ou BBs na superfície de um objeto simulador de placas.
2. Adquira uma varredura de TC do objeto simulador com os fiduciais. Use a fatia mais fina e o menor campo de visão.
3. Importe o estudo de imagem de TC como “Objeto simulador”.
4. Identifique a localização do fiducial usando um software de planejamento de tratamento.
5. Na etapa **Align** (Alinhar) da tarefa **Plan** (Plano), selecione a etapa **Fiducials** (Fiduciais). Selecione a caixa **Auto Center** (Centro automático). Clique duas vezes em cada fiducial e registre as coordenadas X, Y, Z.
6. Clique na ferramenta Ruler (Régua) na barra de ferramentas e meça a distância entre os fiduciais.
7. Calcule a separação dos fiduciais a partir da tabela de posição usando a fórmula de distância Equation (2). Use pelo menos um par de fiduciais em cada direção (Anterior/Posterior, Esquerda/Direita e Inferior/Superior).

$$D12 = \sqrt{(X_1 - X_2)^2 + (Y_1 - Y_2)^2 + (Z_1 - Z_2)^2} \quad \textbf{(2)}$$

8. A partir do diagrama, localize os pares de fiduciais que estão sendo medidos e insira as distâncias conhecidas entre eles.
9. Compare as distâncias atual de imagem de TC conforme o que foi medido com a ferramenta global de medição.
10. Verifique se as distâncias real e de TC coincidem dentro de 1 mm.

Precisão do alvo de liberação de tratamento

O teste End-to-End (E2E) (Ponta a Ponta) é um teste de alvo desenvolvido para demonstrar a precisão do alvo geométrico do Sistema CyberKnife em todas as fases do planejamento e da liberação do tratamento. A precisão do alvo é quantificada com base na radiação aplicada a um objeto simulador Ball-cube. As distribuições de dose são registradas em filmes inseridos no Ball-cube e analisadas.

Durante o comissionamento do Sistema CyberKnife, o teste E2E deve ser realizado para cada modo de rastreamento no local e seus resultados devem ser documentados. O teste E2E deve ser realizado mensalmente de preferência. Os modos de rastreamento incluem o sistema de Rastreamento de crânio 6D, o sistema de rastreamento fiducial, o opcional Sistema Xsight Spine Tracking e Sistema Xsight Lung Tracking, e o Sistema Synchrony.

Para informações detalhadas sobre o procedimento de teste de E2E, consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E, e planejamento de testes de GQ”. Para obter informações de programação detalhadas, consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife*®.

Teste de GQ do Cálculo de Feixe Único

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Realizar um Teste de GQ do Cálculo do Feixe Único” na página 2-156
- “Leitura dos dados de dose exportados” na página 2-158
- “Revisão de cálculo de dose no Accuray Precision System” na página 2-163
- “Dicas e Sugestões sobre o Teste de GQ do Cálculo de Feixe Único” na página 2-165

O objeto do teste de GQ do cálculo de feixe único é verificar o algoritmo de cálculo de dose no *Accuray Precision* System. Para realizar este procedimento, o Sistema CyberKnife deve ter instalado o caminho de GQ do cálculo de feixe único. Depois de importar dados de feixe novos ou alterados, faça uma verificação de cálculo de dose usando o teste de GQ do cálculo do feixe único. Repita este teste toda vez que você fizer alterações nos dados de feixe.

Para mais informações sobre como gerar um plano de GQ de feixe único, consulte a seção Plano de GQ no “Capítulo 4: Testes AQA, E2E e GQ” na página 4-1.

Realizar um Teste de GQ do Cálculo do Feixe Único

Para realizar um teste de GQ do cálculo do feixe único, são usados os seguintes materiais:

- Objeto simulador de placas
- Scanner de TC

▶ **Para realizar um teste de GQ do cálculo do feixe único:**

1. Adquira uma varredura de TC do objeto simulador.

   Este teste é executado com o objeto simulador de placas, nivelado antes da realização da varredura. Use o menor campo de visão.
2. Importe o estudo de imagem de TC como “Objeto simulador”.
3. No *Accuray Precision* System, selecione Phantom CT (CT de objeto simulador) e carregue imagens para um novo plano de feixe único.
4. Na tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Machine** (Máquina), configure o número de frações como 1.
5. Faça as seguintes seleções:
   - Treatment Anatomy (Anatomia do tratamento): QA anatomy (Anatomia de GQ) (por exemplo, GQ de Iris-fixo)
   - Template Path Set (Conjunto de percurso modelo): Single Beam (Feixe Único)
   - Método de rastreamento Fiducial.

6. Selecione um ponto na superfície do objeto simulador como localização do fiducial.

   Este é um fiducial virtual para garantir que o a caixa de seleção **Auto Center** (Centro automático) esteja desmarcada.

   NOTA: Para um teste de GQ de PDD, coloque o fiducial virtual na superfície anterior do objeto simulador. Se as medições de OCR foram adquiridas a uma SAD fixa, coloque o fiducial virtual na profundidade na qual o cálculo de dose de OCR de feixe único do *Accuray Precision* System será examinado.

7. Na tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Align** (Alinhar), confirme o centro da CT.
8. Na tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Settings** (Configurações), escolha um modelo de densidade.

   Air/Water (Ar/Água) é aceitável para objetos simuladores equivalentes à água.

9. Posicione a caixa de cálculo de dose de modo que sua face anterior esteja nivelada com a superfície anterior do objeto simulador.
10. Na visão coronal, centralize a caixa de cálculo no eixo do feixe.
11. Na tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Isocentric** (Isocêntrico), coloque o isocentro como a seguir:
    - PDD: na superfície anterior do objeto simulador.
    - OCR: na superfície anterior do objeto simulador se desejar comparar os cálculos de dose do *Accuray Precision* System com as medições de OCR adquiridas a uma SSD fixa.
    - à profundidade em que será examinado o cálculo de dose de OCR do *Accuray Precision* System se as medições de OCR foram adquiridas usando-se uma SAD fixa.
12. Selecione um tamanho de colimador.
13. Na tarefa **Evaluate** (Avaliar), prescreva uma dose e realize um cálculo de dose de alta resolução.
14. Clique no ícone ***Export DICOM Data*** (Exportar dados DICOM) na barra de ferramentas global.
15. Na caixa de diálogo ***Export DICOM Data*** (Exportar dados DICOM), selecione ***RT Dose*** (Dose RT) e ***Dose Grid*** (Grade de dose).
16. Selecione um destino para o arquivo usando o menu suspenso ***Select Remote Machine*** (Selecionar máquina remota) e pressione o botão **Export** (Exportar). Você também pode adicionar uma máquina ou utilizar a opção ***Select Local File Path*** (Selecionar caminho do arquivo local) e, em seguida, navegar para selecionar um local.

Leitura dos dados de dose exportados

Podem-se ler os dados de RT exportados usando um aplicativo de software em conformidade com o DICOM. O procedimento a seguir oferece um exemplo de importação de dados usando o ImageJ.

NOTA: O exemplo de procedimento a seguir descreve o uso de produtos de software e/ou hardware que não são desenvolvidos pela Accuray e não têm um relacionamento específico com o Sistema CyberKnife. Este procedimento descreve um método de realizar a tarefa. Outros métodos igualmente eficazes devem existir. O Físico Médico é responsável por determinar que produto e metodologia usar para esta tarefa.

A Accuray não assume nenhuma responsabilidade pela precisão deste procedimento referentes a várias versões de software e/ou hardware. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se precisar de mais orientação.

Para ler os dados de dose exportados:

1. Para análises de PDD, selecione **Edit > Options > Profile Plot Options** (Editar > Opções > Opções de gráfico do perfil) no menu **Edit** (Editar) do ImageJ.

   Aparece o menu ***Profile Plot Options*** (Opções de gráfico do perfil) na área de trabalho.

2. Certifique-se de que as caixas de seleção **Vertical Profile** (perfil vertical) e **List Values** (valores da lista) estão selecionadas e depois clique em **OK**.

3. Na janela de controle do ImageJ, selecione a ferramenta de seleção ***Rectangular selections*** (Seleções retangulares) (consulte a Figura 81).

Figura 81 Ferramenta de seleção retangular na janela principal do ImageJ

A ferramenta de seleção ***Rectangular selections*** (Seleções retangulares) permite a seleção de uma porção da imagem 2D para análise.

NOTA: Para uma análise de OCR, certifique-se de que a caixa de seleção **Vertical Profile** (Perfil vertical) esteja desmarcada.

4. Selecione uma região de interesse para análise como a seguir:
   - PDD: Selecione uma porção axial central dos dados (consulte a Figura 82).
   - OCR: Selecione uma seção cruzada horizontal.

Figura 82 Porção vertical central do cálculo de dose importado selecionado para análise de PDD

5. Use o menu **Analyze > Plot Profile** (Analisar > Perfil do gráfico) do ImageJ para extrair os valores e exibir o gráfico (consulte a Figura 83).

Figura 83 Extração de dados de OCR a partir do arquivo DICOM

Observe que a ferramenta de seleção retangular foi usada para selecionar uma faixa horizontal da imagem a uma profundidade de vários pixels abaixo da superfície.

6. Salve os dados na tabela ***Plot Values*** (Valores do gráfico) do ImageJ como um arquivo de texto. Ele pode ser importado para uma planilha ou para outro pacote de análise. Veja na Figura 84 e na Figura 85 exemplos de valores de PDD e OCR medidos comparados para cálculos de *Accuray Precision* System usando o Microsoft Excel.

PDD calculado versus exemplo

Figura 84 Sobreposição dos dados de PDD medido com cálculo de dose de feixe único calculado

Figura 85 Sobreposição de dados de OCR com cálculo de dose de feixe único calculado

Revisão de cálculo de dose no *Accuray Precision* System

Pode-se exibir e revisar o cálculo de dose num dado ponto a partir do *Accuray Precision* System usando uma ferramenta de dose no ponto. Também é possível medir o PDD utilizando a ferramenta de imagem de Medida (a ferramenta de régua) fornecida pelo *Accuray Precision* System.

▶ **Para exibir o cálculo de dose num dado ponto:**

- Clique (botão esquerdo do mouse) num ponto da imagem (consulte a Figura 86).

Figura 86 Medição da dose em um ponto utilizando a ferramenta point dose (dose pontual) (visualização com zoom)

▶ **Para medir PDD calculado:**

- Use a ferramenta Measure image (Medir imagem) (ferramenta de régua) na barra de ferramentas global do *Accuray Precision* System (consulte a Figura 87).

Figura 87 Determinação de cálculo de PDD usando a ferramenta de imagem de medida (régua)

Dicas e Sugestões sobre o Teste de GQ do Cálculo de Feixe Único

Podem-se ler vários valores de dose pontual de PDD e OCR a partir das linhas de isodose na tela do *Accuray Precision* System.

Posicionamento da caixa de dose

Para procedimentos de GQ baseados em SSD, se for difícil alinhar a face anterior da caixa de grade de dose/caixa cálculo de dose com a face anterior do CT de objeto simulador no *Accuray Precision* System, use a ferramenta Ruler (Régua) na barra de ferramentas global para medir o deslocamento entre a caixa de grade de dose/cálculo de dose e a superfície do objeto simulador. Depois ajuste os cálculos conforme necessário durante a análise. Além disso, redimensionar a caixa de dose para um grau maior ou menor ao longo da direção Anterior/Posterior antes de reposicionar a caixa de grade de dose/cálculo de dose pode ajudar a alinhar melhor com a superfície do objeto simulador.

NOTA: O arquivo de dados exportados conterão os dados de OCR de uma só profundidade no objeto simulador. Portanto, para examinar o perfil de dose em diferentes profundidades, será preciso controlar diversos arquivos de dados. Se a caixa de dose não está dimensionada para conter apenas uma linha ou coluna de voxels, use a ferramenta de seleção retangular do ImageJ para selecionar uma linha ou coluna de dados específica dentro dos arquivos de dados exportados. Entretanto, se as medições de OCR foram adquiridas a SAD fixas, será necessário gerar diferentes cálculos de dose no *Accuray Precision* System porque o isocentro é colocado a cada uma das profundidades a serem examinadas.

Objetos simuladores heterogêneos

Usando Excel, Matlab ou qualquer pacote de análise numérica, pode-se examinar perfis de profundidade de dose de feixe único em objetos simuladores heterogêneos.

Pode-se usar um objeto simulador de diferentes camadas de materiais para comparar o cálculo de PDD do *Accuray Precision* System para uma curva de PDD modificada baseada em valores medidos de PDD adquiridos com um objeto simulador de água. Um modelo matemático da profundidade efetiva pode ser calculado com base nas razões (comparadas com a água) de densidades de várias camadas de material.

A Figura 88 mostra um exemplo de objeto simulador de placas heterogêneo. A composição do objeto simulador de placas é mostrada na Tabela 13.

Figura 88 Varredura de TC de objeto simulador feito de várias camadas plásticas equivalentes a tecidos

Tabela 13 Densidades de materiais

Material	Densidade, ρ
1 cm água	1,0
2,5 cm osso	1,45
2 cm água	1,0
5,1 cm pulmão	0,3
14 cm água	1,0

Foi definido um modelo de densidade personalizado para o *Accuray Precision* System com base na composição conhecida do objeto simulador. Para ver uma comparação do cálculo de dose do *Accuray Precision* System e um PDD modificado baseado em profundidade efetiva (compensado por densidade) no objeto simulador, consulte a Figura 89.

Figura 89 Percentual de dose profunda para objeto simulador multidensidades

A Figura 89 mostra a relação entre a o cálculo de dose de feixe único do *Accuray Precision* System e um cálculo independente p baseado num modelo matemático usando densidades conhecidas de material do objeto simulador dos dados de medições de PDD adquiridos com um objeto simulador de água.

Verificação da verificação de liberação da dose

A verificação da liberação de dose é executada mensalmente para confirmar a precisão da dose da liberação do tratamento. Crie um plano de tratamento para um objeto simulador com inserção de câmara de ionização. Aponte os feixes isocentricamente para a câmara de ionização. Libere o tratamento ao objeto simulador e verifique se a dose total medida está dentro de um intervalo aceitável a partir da dose planejada. Realize cálculos manuais para vários dos feixes e confirme se as unidades monitoras do feixe correspondem à dose liberada.

O desempenho geral do sistema de tratamento relativo à dose bem como a calibração absoluta da dose pode ser verificado no planejamento e numa liberação de um plano de tratamento de dose prescrita conhecida e forma de isodose a uma câmara de ionização calibrada. A leitura do eletrômetro corrigida para temperatura e pressão deve corresponder dentro de 5% da leitura esperada relativa à dose prescrita real. Uma vez liberado o plano, ele pode ser repetido regularmente para determinar a precisão da liberação da dose do Sistema CyberKnife.

A dosimetria do paciente pode ser realizada se uma microcâmara calibrada estiver disponível para uso. Os planos podem ser gerados para testar os colimadores menores e os alvos menores, mais estruturados e/ou irregulares.

Além disso, pode-se usar um plano de GQ para recalcular um plano de paciente para um determinado objeto simulador em que tanto a dose absoluta do paciente e a distribuição relativa da dose podem ser verificadas usando filme. Para obter mais informações sobre procedimento de plano de GQ, consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e planejamento de testes de GQ”.

Durante este procedimento, são usados os seguintes materiais:

- Objeto simulador equivalente a tecido com inserção de câmara de ionização
- Câmara de ionização calibrada

▶ **Para criar um plano para um objeto simulador com uma câmara de ionização:**

1. No *Accuray Precision* System, crie um plano para o objeto simulador com a câmara de ionização calibrada no lugar.
2. Contorne o volume ativo da câmara e crie um tipo de VOI alvo.
3. Use ***VOI Operations*** (Operações de VOI) ou **Auto-shells** (Revestimento automático) na etapa **Sequential** (Sequencial) para criar uma estrutura de revestimento com um volume isotrópico de 8 mm.

   NOTA: Escolha um colimador que corresponde adequadamente com o tamanho da câmara de ionização.

4. Desenvolva um plano para que 98% da dose abranja totalmente a câmara.
5. Salve o plano.

6. Configure o objeto simulador para que a câmara de ionização seja tratada.
7. Libere o plano e meça a dose liberada.
8. Verifique se a dose medida e a dose calculada são aceitáveis.
9. Realize um cálculo manual de vários feixes para desenvolver uma familiaridade com a verificação de unidades monitoras de cálculos manuais realizada para liberação de plano de tratamento de paciente.

NOTA: O modelo de densidade de CT do *Accuray Precision* System rotulado como ***Body Standard*** (Padrão Corporal) na verdade trata qualquer HU inferior a –800 como zero. Portanto, pode-se notar uma profundidade efetiva menor que a real para alguns dos feixes.

Ajuste DeltaMan

O robô de tratamento e os subsistemas de imagens são calibrados de modo independente a um só ponto: o isocristal ou centro de imagens. O ajuste DeltaMan é uma correção que contabiliza qualquer deslocamento translacional entre 2 subsistemas. Esta correção é parte dos arquivos do sistema de calibração residente no computador de liberação de tratamento do Sistema CyberKnife.

A correção DeltaMan não é relevante para a calibração específica de um subsistema independente (calibração do caminho do robô de tratamento ou calibração de imagens), mas é aplicado quando 2 subsistemas são usados juntos, como na simulação de tratamento ou na liberação de tratamento. A equipe de serviço Accuray calcula o ajuste DeltaMan usando os resultados de diversos testes E2E realizados no Sistema CyberKnife e então salva os fatores adequados de correção no servidor do Sistema CyberKnife.

NOTA: Alterações no DeltaMan não resultam em alterações no status do plano; por exemplo, planos entregáveis aprovados que mudam para não entregáveis ou não aprovados.

Recomissionamento do LINAC

O recomissionamento do LINAC é exigido caso o LINAC seja substituído. Você deve adquirir novos dados de feixe para o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing e o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). Além disso, pode ser necessária a verificação do feixe se um colimador secundário fixo for substituído ou se ocorrerem outras alterações, para garantir que os dados de feixe do momento ainda são cabíveis.

Características da dose absorvida: Informações do usuário

Esta seção fornece informações do usuário sobre as características de dose absorvida.

NOTA: Todos os dados apresentados nesta seção são somente para fins ilustrativos e representam as medidas feitas em um único Sistema CyberKnife, exceto nos casos em que os intervalos ou as especificações estão definidos. Esses dados não devem ser utilizados para qualquer cálculo de dose do planejamento do tratamento. Um conjunto maior de dados de feixe de amostra, incluindo tipos diferentes de colimação e um intervalo mais abrangente de tamanhos de campo, é incluído com o Accuray Precision System e os dados específicos do sistema são medidos durante o teste de aceitação e o comissionamento.

- Campo de referência do colimador fixo de 60 mm.
- Dmáx à SSD de 800 = 15 mm ± 2 mm (consulte dados de amostra na Figura 90).*
- D80% à SSD de 800 = 56,2 mm (consulte dados de amostra na Figura 90).
- TPR20/10 à SAD de 800 = 0,62–0,67.*
- Dsurface à SSD de 800 = 46% (consulte dados de amostra na Figura 90).
- Para gráficos de isodose à SSD de 800, consulte a Figura 91 e a Figura 92.

*A especificação de energia do CyberKnife é definida usando Dmáx e TPR(20/10) para o tamanho do campo de referência (colimador fixo de 60 mm). Portanto, não há intervalo declarado para a qualidade de penetração ou dose de superfície, e os valores apresentados aqui devem ser usados apenas ilustrativos.

Figura 90 Curva de PDD de amostra à SSD de 800 mm para o colimador fixo de 60 mm

A Figura 90 mostra os valores medidos para Dmáx, D80% e Dsurface. Os valores mostrados são apenas ilustrativos e não devem ser usados para o planejamento do tratamento.

Figura 91 Gráfico coronal de isodose para colimador fixo de 60 mm a SSD de 800 mm e 50 mm de profundidade

Os valores mostrados na Figura 91 são apenas ilustrativos e não devem ser usados para o planejamento do tratamento.

Figura 92 Gráfico axial de isodose para colimador fixo de 60 mm à SSD de 800 mm

Os valores mostrados na Figura 92 são apenas ilustrativos e não devem ser usados para o planejamento do tratamento.

Referências

1. Dieterich S, Cavedon C, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. *Medical Physics* 2011; 38(6):2914-2936.
2. Dieterich S, Cavedon C, et al. Erratum: "Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery". *Medical Physics* 2011; 38(9):5264.
3. Almond PR, Biggs PJ, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics* 1999;26(9):1847-1870.
4. IAEA International Atomic Energy Agency, "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water", Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna (2000).
5. P. Francescon, S. Cora, et al. CyberKnife Dosimetric Beam Characteristics: Comparison Between Experimental Results & Monte Carlo Simulation. Em: Mould RF, Schulz RA, Bucholz RD, et al, eds. *Robotic Radiosurgery.* Vol 1. Sunnyvale, CA: Cyberknife Society Press; 2005:71-80. Tabela 1.
6. Echner GG, Kilby W, et al. The design, physical properties and clinical utility of an iris collimator for robotic radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* 2009; 54:5359–5380.
7. Alfonso et al. A new formalism for reference field dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical Physics* 2008;35(11):5179.
8. Kawachi T. et al. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. Medical Physics 2008; 35(10): 4591-4598.
9. Pantelis E. et al. On the implementation of a recently proposed dosimetric formalism to a robotic radiosurgery system. Medical Physics 2010; 37(5): 2369-2379.
10. McEwen M. R. Measurement of ionization chamber absorbed dose kQ factors in megavoltage photon beams. Medical Physics 2010; 37(5): 2179-2193.
11. Xiong G. and Rogers D. W. O. Relationship between %dd$(10)_x$ and stopping power ratios for flattening filter free accelerators: A Monte Carlo study. Medical Physics 2008; 35(5): 2104-2109.
12. Day MJ, Aird EG. The equivalent field method for dose determinations in rectangular fields. *British Journal of Radiology*, Suppl. 1996;(suppl 25):138-151.
13. Seco J, Evans PM. Assessing the effect of electron density in photon dose calculations. *Medical Physics* 2006; 33(2): 540-552.
14. Ma C-M, Jiang SB, et al. A quality assurance phantom for IMRT dose verification. *Phys. Med. Biol*. 2003; 48: 561-572.
15. Jordan TJ. Megavoltage X-ray Beams: 2–50 MV. *British Journal of Radiology*, Suppl. 1996;(suppl 25):62-109. Tabelas 5.4.1 e 5.4.2.
16. Laedermann JP, Valley JF, et al. Monte Carlo calculation of the sensitivity of a commercial dose calibrator to gamma and beta radiation. *Medical Physics* 2004;32(6):1614-1622. Abstract SU-FF-T238, regarding the sensitivity and performance of various detectors as compared with those of the values calculated using the Monte Carlo method.

Capítulo 3: Recomendações da garantia de qualidade e Testes

Introdução

Determinados aspectos de garantia de qualidade (GQ) para o Sistema CyberKnife são únicas. Este capítulo descreve os testes de GQ que podem não ser familiares para novos usuários do Sistema CyberKnife.

Este capítulo cobre os seguintes tópicos:

- “Programa e Documentação da GQ” na página 3-2
- “Testes e Programações de GQ” na página 3-3
- “Testes de GQ Diários” na página 3-4
- “Testes de GQ Mensais” na página 3-16
- “Quarterly QA Tests (Testes de GQ Trimestrais)” na página 3-22
- “Requisitos dos testes anuais” na página 3-23
- “Testes não programados” na página 3-24

O proprietário do Sistema CyberKnife 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).

Normalmente, um Físico Médico qualificado executa toda a GQ do Sistema CyberKnife, do LINAC e do Sistema de planejamento do tratamento. O Físico Médico também mantém a documentação adequada dos procedimentos de GQ.

Para informações detalhadas sobre a programação de GQ, consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®* fornecido pela Accuray.

Para obter informações adicionais sobre o Sistema CyberKnife, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

Programa e Documentação da GQ

Para minimizar o risco inerente ao uso de radiação médica e da radiocirurgia robótica, cada local do Sistema CyberKnife deve desenvolver e implementar um programa de GQ robusto de medição e manutenção do desempenho do sistema. Cada local deve manter uma documentação detalhada do programa de GQ.

O site Sistema CyberKnife Medical Physicists desempenha um papel essencial em GQ fornecendo desempenho Sistema CyberKnife confiável, incluindo aplicação de tratamento altamente atualizado e seguro. Além disso, um programa de GQ bem documentado minimiza o risco para o uso humano de radiação médica e radiocirurgia robótica.

Sistema CyberKnife GQ fornece benefícios como os seguintes:

- **Confiabilidade**: Manutenção mais fácil do sistema em condições óticas 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.

NOTA: Se você desejar fazer um teste de verificação de precisão de dose independente, você pode executar uma administração de tratamento usando os objetos simuladores fornecidos pelo Radiological Physics Center (RPC) no MD Anderson Cancer Center.

Testes e Programações de GQ

Accuray desenvolveu várias metodologias de GQ para assegurar tratamentos de alta qualidade Sistema CyberKnife e máxima segurança do paciente usando essas novas tecnologias.

O programa de GQ Sistema CyberKnife é projetado para ser incorporado nos Programas Radiation Safety and Quality Management (Segurança de Radiação e Gerenciamento de Qualidade) de sua instituição. Accuray recomenda que você apresente os resultados de testes diários, mensais, quinzenais e anuais com os Relatórios de Segurança Quinzenais e Anuais de forma que os resultados estejam disponíveis para supervisão administrativa.

As frequências de testes de GQ recomendadas no Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®* são consideradas como sendo 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.

Conforme tradicionalmente praticados, os testes de GQ são usados para documentar e assegurar o desempenho correto em andamento de qualquer dispositivo de radiação médica e também para identificar não conformidade com os critérios de desempenho definidos tão logo ela possa ser manifestada. Esta prática também se aplica ao planejamento do tratamento e liberação do tratamento do Sistema CyberKnife.

Para suportar seu programa de GQ abrangente, os engenheiros de atendimento ao cliente da Accuray solicitarão seus registros de GQ para determinar o status de desempenho atual de seu sistema. Os engenheiros do Atendimento ao Cliente da Accuray fornecerão um registro escrito de todo o trabalho concluído e quaisquer testes pertinentes que eles possam ter executado para manter a conformidade ótima com as especificações do Sistema CyberKnife.

Testes de GQ Diários

Esta seção descreve os procedimentos de teste de GQ que devem ser executados pelo menos diariamente. Para obter informações mais detalhadas sobre os cronogramas de teste de GQ e registros de seus resultados, consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®*.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Verificação dos intertravamentos de segurança” na página 3-4
- “Verificação do Status do Subsistema” na página 3-7
- “Aplicação de Verificação de Alinhamento do Laser” na página 3-8
- “Verificação do laser na posição de repouso do robô de tratamento” na página 3-14
- “Aquecimento do tubo de raios X” na página 3-14
- “Verificação da constância do rendimento do LINAC” na página 3-15
- “Teste de garantia da qualidade automático (AQA)” na página 3-15

Verificação dos intertravamentos de segurança

ATENÇÃO: Ao testar o intertravamento da porta da sala de tratamento, tenha cuidado para evitar a exposição à radiação se o feixe não for interrompido quando a porta da sala de tratamento for aberta. Caso contrário, pode ocorrer lesão ou morte.

Pelo menos, verifique o intertravamento da Porta de tratamento e botão E-Stop (Parada de emergência) de controle do operador diariamente.

▶ **Para verificar o intertravamento da porta e o botão E-Stop (Parada de emergência):**

1. No menu **LINAC** no modo **Physics** (Física), use a tela **Calibration Check** (Verificação da calibração) para emitir 400 UM. (Você também pode definir 2 minutos de aquecimento na tela **Warmup** (Aquecimento) do LINAC).
2. Enquanto o feixe está ligado, abra a porta da Sala de tratamento.

   A radiação deve terminar e uma mensagem vermelha de E-Stop deve ser exibida no computador de liberação do tratamento descrevendo o erro.
3. Feche a porta da Sala de tratamento, conserte o erro e continue a aplicação da radiação.

4. Novamente, enquanto o feixe estiver ligado, pressione o botão E-Stop (Parada de emergência) no painel de controle do operador.

   A radiação deve terminar e uma mensagem vermelha de E-Stop deve ser exibida no computador de liberação do tratamento descrevendo o erro.

5. Novamente, enquanto o feixe está ligado, pressione o botão **Interlock** (Intertravamento) no canto inferior direito da tela à esquerda no computador de aplicação de tratamento (consulte a Figura 1).

Figura 1 Botão de intertravamento nos controles de E-stop (Parada de emergência)/intertravamento

   Fique atento às luzes indicadoras de ***BEAM ON*** (Feixe ligado) e ***HV ON*** (HV ligado) no painel de controle do operador quando pressionar o botão **Interlock** (Intertravamento). O feixe deve ser desligado dentro de 0,5 segundo. Se o feixe permanecer ligado por 1 segundo ou mais, entre em contato com o suporte ao cliente Accuray.

6. Repita esse processo para verificar outros intertravamentos de segurança conforme programado e recupere, conforme apropriado.

A operação de segurança do Sistema CyberKnife depende do funcionamento adequado de todos os intertravamentos de segurança (consulte a Tabela 1).

Tabela 1 Testes de intertravamento de segurança

Nº	Teste	Passar Resultado
1	Com o interruptor de intertravamento no painel de controle do operador na posição **OFF** (DESLIGADO), pressione o botão **HIGH VOLTAGE** (ALTA TENSÃO) do painel de controle do operador quando a mensagem para assim proceder for exibida no computador de aplicação de tratamento.	Alta voltagem não irá ligar.
2	Com o interruptor na posição **ON** (ligado), ligue a alta tensão. Observe a condição da luz de advertência sobre a porta da sala de tratamento.	A luz está acesa.
3	Observe a condição da luz de advertência na porta da Sala de tratamento.	A luz está acesa.
4	Quando o feixe é ligado, observe a condição da luz de advertência no painel de controle do operador.	A luz está acesa.
5	Com o feixe ligado, abra a porta da sala de tratamento **tomando cuidado para evitar exposição à radiação se o feixe não desligar**. Feche a porta. Tente reiniciar a alta tensão antes de reconfigurar o intertravamento no computador da liberação do tratamento.	O feixe é desligado e permanece desligado até ser reconfigurado no computador da liberação do tratamento.
6	Com o feixe ligado, pressione o botão de E-Stop (parada de emergência) no painel de controle do operador. Solte o botão do mouse. Tente reiniciar a alta tensão antes de reconfigurar o intertravamento no computador da liberação do tratamento.	O feixe é desligado e permanece desligado até ser reconfigurado no computador da liberação do tratamento.

Verificação do Status do Subsistema

Execute uma verificação do status do sistema diariamente para assegurar que o Sistema CyberKnife esteja dentro das especificações e monitorar qualquer desvio nos parâmetros de operação. Consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife*® para a série aceitável de valores para parâmetros operacionais. Locais de leituras são fornecidos na Tabela 2. Para obter o local de componentes do equipamento, consulte o “Capítulo 2: Comissionamento”.

Tabela 2 Locais de leitura de parâmetros para a verificação de status do sistema diariamente

Verificação do parâmetro	Localização da leitura
Bomba VAC-ION (µA)	Painel superior MOD.
Pressão do gás SF6 (psi)	Caixa de junção (J-Box).
Aquecedor do canhão (V)	Painel superior MOD (use o interruptor de alternância de **MODE** (MODO)).
Aquecedor do magnétron (V)	Painel superior MOD (use o interruptor de alternância de **MODE** (MODO)).
Temperatura da água (°C)	Painel frontal do resfriador.
Taxa de fluxo de água (litros/min)	Medidor de fluxo do resfriador.
Taxa de dose (UM/min)	Sempre utilize um método: (1) a leitura no painel frontal do MCC, ou (2) a tela ***Calibration Check*** (Verificação da calibração) no modo **Physics** (Física) no computador de aplicação de tratamento.

NOTA: Use somente um método para monitorar e registrar a taxa de dose. Não use múltiplos métodos ou alterne entre eles.

Aplicação de Verificação de Alinhamento do Laser

O objetivo da aplicação de verificação de alinhamento do laser é fornecer uma rápida verificação da precisão de direção do robô (via laser LINAC) antes de cada percurso do paciente. No evento que a intensidade do laser muda ao longo do tempo, esse aplicativo permite que você reinicialize a linha de base. Isto lhe fornece opções de executar a verificação, exibir os valores atuais e calibrados para a intensidade e a posição do laser e ajustar a linha de base para os valores de intensidade quando o deslocamento da posição atual está dentro da tolerância (~0,3 mm a 800 mm SAD).

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Visão Geral de Verificação de Alinhamento do Laser” na página 3-8
- “Controles de Verificação de Alinhamento do Laser” na página 3-9
- “Laser Alignment Check Procedures (Procedimentos de verificação do alinhamento do laser)” na página 3-12.

NOTA: Aplicação de verificação de alinhamento do laser não verifica a coincidência do feixe de laser e radiação. Para mais informações, consulte “Verificação de coincidência de laser e LINAC” na página 3-17.

Visão Geral de Verificação de Alinhamento do Laser

A verificação de alinhamento do laser move o robô de tratamento para a posição de verificação, aponta o laser no sensor na mesa Xchange ou um sensor instalado na base do robô de tratamento e, com base nas leituras do sensor, calcula o valor atual para a intensidade e o compara com o valor calibrado. Se o valor de intensidade estiver dentro de 80% do valor de intensidade calibrado, a verificação é aprovada. Se não estiver dentro de 80%, a verificação falha.

Se a Verificação de alinhamento do laser falhar, mas a posição do laser estiver dentro da tolerância, você pode ajustar o valor da linha base para intensidade do laser. Este ajuste tem o objetivo de evitar verificações falhas causadas pela possível degradação do resultado do laser com o passar do tempo. Se, depois que a linha base é ajustada, a verificação continuar a falhar, execute um teste de AGQ. Para mais informações sobre o teste de AGQ, consulte o Capítulo 4, "AGQ, E2E e planejamento de testes de GQ". Se o teste AGQ foi aprovado, mas a Verificação de alinhamento do laser falhar novamente, ligue para o atendimento ao cliente da Accuray.

Controles de Verificação de Alinhamento do Laser

A janela ***Laser Alignment Check Application*** (Aplicativo de verificação de alinhamento do laser) é exibida quando você clicar no botão **Laser Alignment** (Alinhamento do laser) no menu **Physics** (Física) (consulte a Figura 2).

Figura 2 Botão Laser Alignment (Alinhamento do laser) no menu Physics (Física) (tela esquerda)

A janela ***Laser Alignment Check Application*** (Aplicativo de verificação do alinhamento do laser) exibe informações sobre o status de alinhamento do laser e fornece controles para executar os comandos da Laser Alignment Check Application (Aplicação de verificação do alinhamento do laser) (consulte a Figura 3), incluindo a movimentação do robô de tratamento para a posição de repouso, executando uma verificação de alinhamento do laser, visualizando os valores atuais e calibrados para a intensidade do laser e a posição do laser e executando uma correção da linha base para os valores de intensidade do laser.

A janela inclui os botões listados na Tabela 3.

Figura 3 Janela Laser Alignment Check Application (Aplicação de verificação do alinhamento do laser)

Tabela 3 Controles na janela Laser Alignment Check Application (Aplicação de verificação do alinhamento do laser)

Botão	Função
Perch (Repouso)	Mova o robô de tratamento para a posição de repouso se ela não estiver na posição de repouso, mas em uma posição válida para a verificação de alinhamento do laser. Se o robô de tratamento estiver em uma posição inválida, mova-o para a posição de repouso usando o Teach Pendant.
Start (Iniciar)	Executa a verificação de alinhamento do laser, atualiza os campos ***Last Check Status*** (Status da última verificação), ***Last Check Date*** (Data da última verificação) e ***Last Check Time*** (Hora da última verificação) e indica se a verificação passou ou falhou.
Verify (Verificação)	Executa a intensidade do laser e a verificação da posição e exibe o valor de posição de deslocamento atual e os valores de intensidade atuais e calibrados.
Baseline (Linha base)	Estabelece um novo limite de intensidade do laser se o valor de intensidade tiver sido mudado e a posição do laser atualmente deslocado está dentro da tolerância. O ajuste da linha base compensa as mudanças de intensidade do laser que resulta de uma falha da alimentação ou do tubo do laser ou de fatores ambientais como iluminação da sala. O ajuste da linha base não muda o valor calibrado para a posição do laser, mas não atualiza o valor de intensidade para passar no teste. Os valores para a calibração da posição e o limite de intensidade diferem dos colimadores fixos e o Colimador Iris. Se o seu sistema tiver um Colimador Iris e uma mudança na intensidade do laser exigir um ajuste da linha base, execute o ajuste para ambos os colimadores fixos e o Colimador Iris.
Exit (Sair)	Retorna ao menu **Physics** (Física).

A seção superior da janela Laser Alignment Check Application (Aplicação de verificação de alinhamento do laser) exibe as seguintes informações:

- ***Last Check Status*** (Status da última verificação): Indica se a última verificação passou ou falhou.
- ***Last Check Date*** (Data da última verificação): A verificação da última da foi executada.
- ***Last Check Time*** (Horário da última verificação): A verificação do último horário foi executada.
- ***Robot Position*** (Posição do robô): Indica se o robô de tratamento está em uma posição Ready (Pronta) ou Invalid (Inválida) para a verificação do alinhamento do laser. Se a posição for inválida, use o Teach Pendant para movê-la de volta para a posição de repouso.
- ***Collimator Type*** (Tipo de colimador): Indica se o colimador atualmente instalado é Fixo ou Iris. Qualquer um pode ser instalado para a Verificação de alinhamento do laser.
- ***Calibrated On*** (Calibrado em): Data de calibração de alinhamento do laser.

A seção inferior exibe o status da aplicação da verificação de alinhamento do laser e os resultados quando um comando de aplicação for executado. As mensagens para os resultados do comando são os seguintes:

- **Perch** (Repouso): A mensagem do resultado indica se o robô de tratamento está na posição de repouso.
- **Start** (Iniciar): A mensagem do resultado indica se a verificação de alinhamento do laser passou ou falhou e exibe os valores de intensidade atuais e calibrados.
- **Verify** (Verificar): A mensagem do resultado indica se a verificação de intensidade e posição do laser passou ou falhou e exibe o valor de deslocamento da posição atual e os valores de intensidade atual e calibrados.
- **Baseline** (Linha base): A mensagem do resultado indica se o procedimento da linha base passou ou falhou e exibe o valor de deslocamento da posição atual e os valores de intensidade atual e calibrados. Se o procedimento passar, o valor de intensidade atual exibido é o novo valor da linha base intensidade.
- Sair: Retorna ao menu **Physics** (Física).

A mensagem ***Attention*** (Atenção) é sempre exibida. Lembra o usuário que o procedimento de linha base executa uma varredura de verificação do sensor e, se passar, atualiza o valor de limite do sensor baseado na leitura atual.

Laser Alignment Check Procedures (Procedimentos de verificação do alinhamento do laser)

▶ **Para mover o robô de tratamento para a posição de repouso:**

- Para mover o robô de tratamento de uma posição válida para a verificação de alinhamento do laser para a posição de repouso, clique no botão **Perch** (Repouso).

  A seção de mensagem indica quando o robô de tratamento volta para a posição de repouso e o status ***Robot Position*** (Posição do robô) é atualizado.

▶ **Para iniciar a Verificação do Alinhamento do laser:**

- Clique no botão **Start** (Iniciar).

  A seção de mensagem indica se a Verificação de alinhamento do laser passou ou falhou. Os campos ***Last Check Status*** (Status da última verificação), ***Last Check Date*** (Data da última verificação) e ***Last Check Time*** (Hora da última verificação) são atualizados.

▶ **Para visualizar os valores atuais e calibrados para a posição e intensidade do laser:**

- Clique no botão **Verify** (Verificar).

  A seção de mensagem indica se a verificação de intensidade e posição do laser passou ou falhou. O valor de deslocamentos da posição atual e valores de intensidade atuais e calibrados também são exibidos.

▶ **Para ajustar o valor da linha base para a intensidade do laser:**

- Clique no botão **Baseline** (Linha de base).

  A seção de mensagem indica se o procedimento da linha base passou ou falhou. O valor de deslocamentos da posição atual e valores de intensidade atuais e calibrados também são exibidos. Se o procedimento passar, o valor de intensidade atual exibido é o novo valor da linha base intensidade.

  NOTA: Se o seu sistema tiver um Colimador Iris e uma mudança na intensidade do laser exigir um ajuste da linha base, execute o ajuste para ambos os colimadores fixos e o Colimador Iris.

▶ **Para voltar ao menu Physics (Física):**

- Clique no botão **Exit** (Sair).

Verificação do laser na posição de repouso do robô de tratamento

Este procedimento certifica-se de que o local do ponto do feixe do laser LINAC no chão não muda de um dia para outro.

▶ **Para executar a verificação do laser na posição de repouso:**

1. No momento da instalação, marque onde a luz do laser atinge o chão quando o robô de tratamento estiver na posição de repouso.
2. Depois disso, diariamente, verifique a localização do ponto do laser no chão para confirmar se o controle do robô de tratamento não se alterou.

NOTA: Uma alteração na posição do ponto do feixe de laser no piso em posição de repouso não indica necessariamente que o robô do tratamento perdeu o controle do robô. Uma alteração também pode indicar que o laser se deslocou. Em todo caso, ligue para o Atendimento ao cliente da Accuray.

Aquecimento do tubo de raios X

Condição e aquecimento dos tubos da fonte de raios X (XRS) a cada manhã. A intenção é minimizar a ruptura do alvo (anodo) devido a choque término.

Se a unidade não tiver sido ligada por um período de 8 horas ou mais, é necessário iniciar em um kVp consideravelmente menor que o kVp mais alto normalmente usado em um determinado tubo para realinhar a distribuição interna de mudanças.

AVISO: O procedimento de aquecimento do tubo de raios X é projetado para minimizar a ruptura do alvo devido a choque término. O choque térmico pode fazer com que o alvo seja fraturado. Em casos extremos, o alvo pode se quebrar, causando danos ao encaixe e/ou alojamento do tubo.

▶ **Para aquecer o tubo de raios X:**

1. No menu CyberKnife System (Sistema CyberKnife), clique no botão **Physics** (Física).
2. Clique no botão **X-Ray Warmup** (Aquecimento do tubo de raios X).
3. Clique no botão **Start** (Iniciar).
4. Clique no botão **Exit** (Sair).
5. Para obter mais informações sobre o procedimento de aquecimento de raios-X, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Verificação da constância do rendimento do LINAC

Verifique a constância do rendimento do LINAC diariamente. Verificações adicionais ao longo do dia podem ser necessárias se ocorrer mudanças ambientais drásticas. Observe que a verificação da constância diária confirma que os sistemas eletrônicos de dosimetria e todos os fatores adicionais que têm o potencial para influenciar a precisão de saída da dose também estão sendo avaliados. Uma câmara de ionização dedicada deve ser usada para esta verificação.

Para executar a verificação da constância de rendimento diária do LINAC, consulte as instruções para estabelecer a constância do rendimento do LINAC no Capítulo 2, "Comissionamento".

Teste de garantia da qualidade automático (AQA)

O teste de garantia da qualidade automático (AQA) deve ser executado diariamente para verificar o controle do robô do robô de tratamento e o alinhamento do sistema de geração de imagens. O teste de AGQ é um teste de reprodutibilidade de alvo executado usando-se o objeto simulador de AGQ, um pequeno objeto simulador que contém marcas fiduciais. O teste de AQA verifica a reprodutibilidade do alvo de dois feixes (vertical e horizontal). O teste AGQ deve ser executado para cada tipo de colimador (colimadores fixos e o Colimador Iris) que será usado naquele dia. Para informações detalhadas sobre o procedimento de teste de AGQ, consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E e planejamento de testes de GQ”.

Testes de GQ Mensais

Esta seção descreve os procedimentos de teste de GQ que devem ser executados pelo menos diariamente. Para obter informações mais detalhadas sobre os cronogramas de teste de GQ e registros de seus resultados, consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®*.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Beam Parameters Check (Verificação dos Parâmetros do feixe)” na página 3-16
- “Verificação de coincidência de laser e LINAC” na página 3-17
- “Verificação da verificação de liberação da dose” na página 3-17
- “Verificação do alinhamento do sistema de imagens” na página 3-18
- “Verificação dos modelos de densidade de CT personalizados” na página 3-19
- “Verificação do Posicionamento da Mesa de Tratamento” na página 3-20
- “Teste de ponta a ponta (E2E)” na página 3-21
- “Garantia da qualidade do Colimador Iris” na página 3-21

Beam Parameters Check (Verificação dos Parâmetros do feixe)

Mensalmente, verifique as características como simetria, nivelamento e penumbra do feixe. Os seguintes materiais são usados durante a verificação de parâmetros do feixe: filme em conjunto com placas embutidas, um diodo com objeto simulador de água ou outras ferramentas equivalentes de GQ.

▶ **Para executar a verificação dos parâmetros do feixe:**

1. Defina a medição para 800 mm SAD e 50 mm de profundidade.
2. Insira o colimador fixo de 40 mm.
3. Meça o perfil do feixe ao longo de 2 direções ortogonais.
4. Analise os parâmetros do feixe ao longo de cada direção, como segue:
   - Certifique-se de que o nivelamento é menor que 18% juntamente com cada direção.

     A especificação do nivelamento do Sistema CyberKnife é definido como uma derivação de porcentagem máxima do perfil da dose relativa na central do 80% do FWHM do feixe.

- Verifique se a dosimetria do feixe é menor que 2%.

  A especificação de assimetria do Sistema CyberKnife é definida como a razão

  (a – b)/(a + b)

  onde a e b são as áreas esquerda e direita sob a curva do perfil da dose relativa dentro do FWHM central do feixe.

- Verifique se a penumbra é menor que 4,5 mm.

  A especificação da penumbra do Sistema CyberKnife é definida como a distância entre os 80% e 20% dos pontos de decréscimo da dose juntamente com um perfil de dose relativo.

Verificação de coincidência de laser e LINAC

O Sistema CyberKnife usa um apontador laser que coincide com o campo de radiação como uma ferramenta de GQ. O laser é refletido fora de um espelho ajustável. O alinhamento do laser relativo ao campo de radiação deve ser verificado periodicamente.

Coincidência do laser com o campo de radiação é verificado com o uso do filme. Para mais informações sobre o laser do LINAC e a verificação de coincidência de radiação para confirmar que o feixe do laser do LINAC e o feixe de radiação estão alinhados, consulte o “Capítulo 2: Comissionamento” na página 2-1.

Verificação da verificação de liberação da dose

A verificação da verificação de liberação de dose é executada mensalmente para confirmar a precisão da dose da liberação do tratamento. Para mais informações sobre a execução desta verificação, consulte o “Capítulo 2: Comissionamento” na página 2-1.

Verificação do alinhamento do sistema de imagens

Verifique o alinhamento mecânico do sistema de imagens para o documento que está executando de acordo com as especificações. Isso é especificamente importante se tiver havido grande manutenção de qualquer tipo na sala de tratamento ou qualquer terremoto ou outra possível perturbação significativa dos suportes da câmara ou fontes de raios X montadas no teto.

▶ **Para verificar o alinhamento do sistema de imagens:**

1. Fixe o isopost no suporte da câmara.
2. Saia da Sala de tratamento e feche a porta.
3. Use o modo **Treatment** (Tratamento) para capturar uma imagem do isopost conforme resumido abaixo.

▶ **Para capturar uma imagem do isopost usando o modo Tratamento:**

1. A partir da tela principal no computador de administração do tratamento, selecione o plano de tratamento.
2. Proceda para a fase de Alignment > Couch (Alinhamento > Mesa) do processo de alinhamento.
3. Ajuste a técnica de aquisição de imagens de raios X para 60 kVp, 50 mA e 50 ms e capture a imagem.
4. Ajuste a Window/Level (Janela/Nível) da imagem e amplie de forma que o isocristal seja visualizado claramente:
5. Posicione a mira no pixel central da imagem.
6. usando o Pointer (ponteiro), determine a posição (x,y) do centro do isocristal.
   As coordenadas estão exibidas em milímetros. Certifique-se de que o isocristal esteja a ±1 mm da posição da linha base onde ele foi calibrado pela última vez.
7. Confirme se o isocristal está dentro de 1 mm do centro das miras.
8. Resultados do registro.
9. Saia do modo **Treatment** (Tratamento) e remova o isopost.

Verificação dos modelos de densidade de CT personalizados

Deve ser conduzida uma verificação aleatória do modelo de densidade personalizado mensalmente. Para obter mais informações sobre os modelos de densidade de TC personalizados, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”.

▶ **Para realizar uma verificação aleatória do modelo de densidade personalizado:**

1. Obtenha uma varredura de TC do seu objeto simulador de densidade com, pelo menos, alguns insertos de diferentes densidades. Deve ser usado o mínimo de água, ar e osso.
2. Construa um modelo de densidade fora do *Accuray Precision* System e compare-o com o modelo de densidade de CT personalizado atual.
3. Repita estes passos para cada scanner de CT usado.
4. Os valores devem estar dentro dos limites aceitáveis. Se não estiverem, um novo modelo de densidade deve ser construído usando a varredura de TC mais recente do seu objeto simulador de densidade.

NOTA: Os modelos de densidade de TC personalizados também devem ser verificados quando ocorrerem alterações significativas na manutenção ou de software/hardware da TC.

Verificação do Posicionamento da Mesa de Tratamento

Este teste é projetado para demonstrar se a calibração da mesa de tratamento padrão está dentro das especificações para rotações e translações.

▶ **Para verificar a precisão da posição da mesa de tratamento:**

1. Pressione o botão **HOME** (Início) no controlador manual enquanto pressiona ambos os botões Enable (Ativação). Continue pressionando o botão **HOME** (Início) até que a mesa de tratamento tenha parado de se mover.
2. Usando o nível digital, verifique as posições Cabeça Para Cima/Cabeça Para Baixo e as rotações Rolar para Esquerda/Direita e confirme se estão entre 0 ± 0,3°.
3. Para a translação Esquerda/Direita, use uma fita métrica ou outro dispositivo de medição para verificar se o centro da coluna de suspensão vertical está posicionado dentro de 5 mm do centro da base da mesa de tratamento.

NOTA: Pode ser conveniente fazer uma marca na base da mesa de tratamento que se alinhe com um ponto em uma das tampas retráteis quando a mesa de tratamento estiver na posição **HOME** (Início). Em seguida, verifique se essa marca continua a estar alinhada com esse ponto na posição **HOME** (Início).

Figura 4 Mesa de tratamento padrão

4. Se qualquer rotação ou translação estiver fora de especificação, use o controlador manual para mover manualmente o eixo correspondente em aproximadamente 3° para rotação ou aproximadamente 5 cm para translação.
   - Pressione o botão **HOME** (Início) novamente até que o movimento pare.
   - Verifique novamente para ver se a rotação ou translação está dentro da especificação.
   - Se a rotação ou translação ainda estiver fora de especificação, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

Para mais informações sobre o uso do Controlador Manual para a mesa de tratamento padrão, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Teste de ponta a ponta (E2E)

O teste End-to-End (E2E) (Ponta a Ponta) é um teste de alvo desenvolvido para demonstrar a precisão do alvo geométrico do Sistema CyberKnife em todas as fases do planejamento e da liberação do tratamento. A precisão do alvo é quantificada com base na radiação aplicada a um objeto simulador Ball-cube. As distribuições de dose são registradas em filmes inseridos no Ball-cube e analisadas. O teste E2E deve ser executado ao menos mensalmente, para cada modo de rastreamento no seu local, e os resultados, documentados. Para obter informações de programação detalhadas, consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®*.

Para informações detalhadas sobre o procedimento de teste de E2E, consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E, e planejamento de testes de GQ”.

Garantia da qualidade do Colimador Iris

Se a sua configuração incluir o Colimador Iris opcional, execute uma verificação do ponto de seus dados do feixe do Colimador Iris mensalmente da seguinte forma:

- Verifique uma amostra de tamanhos de abertura por mês. As verificações devem incluir OCR, TPR e dados de fator de rendimento.
- Verifique a reprodutibilidade da abertura da Iris capturando várias varreduras de perfil repetidos do feixe de radiação usando o objeto simulador de água. Compare essas varreduras com suas varreduras OCR originais capturadas durante o comissionamento. Essa fase é recomendada para todas as configurações de abertura depois da realização de qualquer manutenção do Colimador Iris ou atualização de software.

ATENÇÃO: Faça uma inspeção visual regular para verificar o formato da abertura da Iris. Certifique-se de que os segmentos de tungstênio nos bancos superiores e inferiores ainda formam uma hexágono. Se o formato da abertura mudar de um dodecágono regular devido a problemas de alinhamento mecânico, pode resultar em tratamento inadequado do paciente. Se qualquer tratamento inadequado for encontrado, ligue para o Atendimento ao cliente da Accuray.

- A ferramenta Iris Quality Assurance (QA) é uma ferramenta baseada em filme para verificar a reprodutibilidade do campo do feixe de radiação quando o Colimador Iris for usado. Para obter mais informações sobre o uso da ferramenta Iris QA, consulte o Apêndice 3A, “Uo da Ferramenta de GQ Iris”.

Quarterly QA Tests (Testes de GQ Trimestrais)

Esta seção descreve os procedimentos de teste de GQ que devem ser executados pelo menos trimestralmente. Para obter informações mais detalhadas sobre os cronogramas de teste de GQ e registros de seus resultados, consulte o Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®*.

Esta seção aborda os seguinte tópico:

- “Rastreamento de TLS e correspondência de movimento da mesa” na página 3-22

Rastreamento de TLS e correspondência de movimento da mesa

O subsistema TLS é responsável pela medição e relatórios do movimento do paciente. Este procedimento verifica a correspondência entre a distância movida pela mesa de tratamento e as compensações de deslocamento determinados pelo subsistema TLS.

1. Obtenha uma varredura CT de um objeto simulador e a importe como um objeto simulador.
2. Criar um plano e salvá-lo como administrável. O Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* irá gerar as imagens DRR após o plano estar fechado.
3. Coloque o objeto simulador na mesa de tratamento.
4. No modo **Phantom** (Objeto simulador), no computador de aplicação de tratamento, proceda para a fase ***Alignment*** (Alinhamento) > ***Align*** (Alinhar).
5. Alinhe o objeto simulador de forma que os deslocamentos da mesa de tratamento estejam próximos de zero.
6. Para a mesa de tratamento padrão ou o Sistema RoboCouch opcional:
   - Mova o objeto simulador para diversas posições diferentes, colocando valores nos controles de posicionamento do paciente automático na tela esquerda da fase ***Alignment*** (Alinhamento) > ***Align*** (Alinhar). Registre os deslocamentos de posição da mesa de tratamento (os valores fornecidos nas caixas de texto ***Couch Position (mm)*** (Posição da mesa – mm) e ***Couch Rotation (deg)*** (Rotação da mesa – graus)).

     (Para a mesa de tratamento padrão, você pode também determinar os deslocamentos de posição usando a Unidade de exibição de leitura. Para mais informações sobre a Unidade de exibição de leitura, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.)
   - Em cada posição, capture uma imagem e registre a estimativa de deslocamento TLS (os valores de `Offset` (Deslocamento) exibidos na tela esquerda).
7. Compare os valores registrados de `Offsets` (Deslocamentos) para a distância especificada de movimento da mesa de tratamento usando os controles de posicionamento do paciente automáticos. Para cada translação ou rotação, registre a diferença entre esses valores no Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®*.

   Os erros de translação não devem ser maiores que ±2 mm. Os erros de rotação (eixo x e eixo y) não devem ser maiores que ±0,3°.

Requisitos dos testes anuais

Os procedimentos de teste de GQ a seguir devem ser executados pelo menos anualmente:

- Avaliar diariamente, mensalmente e quinzenalmente tendências para conformidade com as especificações de desempenho do sistema.
- Execute os testes E2E capturando novos estudos de imagem CT, gerando novos planos de tratamento e liberando os tratamentos para cada modo de rastreamento. Precisão da liberação do tratamento de documento. Execute os testes E2E com varreduras de todos os scanners CT usados com seu Sistema CyberKnife. Para mais informações sobre os testes E2E, consulte o Capítulo 4, “AGQ, E2E, e Planejamento de testes de GQ”.
- Verifique e documente a precisão geométrica CT para cada scanner CT usado com seu Sistema CyberKnife.
- Execute uma verificação de ponto dos dados do feixe recoletando alguns ou todos os dados do feixe. Você pode usar verificações de ponto para verificar a precisão dos dados no *Accuray Precision* System.

Testes não programados

Determinados testes podem ser executados conforme a necessidade. Você também pode considerar a execução dos testes programados descritos anteriormente neste capítulo conforme necessário, além de sua frequência programada.

Verificação visual de alvo do robô (Teste BB)

A verificação visual do alvo do robô, também chamada de teste BB, é usada para visualizar a precisão de alvos do robô de tratamento e pode ser usada como uma verificação qualitativa para ver se todos os subsistemas estão funcionando adequadamente. É executada usando o plano de tratamento do paciente ou o objeto simulador no modo de administração **Demonstration** (Demonstração). Para obter informações sobre a execução de um teste BB usando o modo **Demonstration** (Demonstração), consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

▶ **Para executar a verificação visual do alvo robô usando o teste BB:**

1. Assegure-se de que o laser LINAC esteja alinhado corretamente.
2. Ligue o Sistema CyberKnife.
3. Coloque um pequeno BB de metal no objeto simulador e o alinhe perto do isocentro usando os lasers de parede. Um *Beekley Y-SPOT*® de 2 mm pode ser usado para este propósito.
4. Crie um novo plano de tratamento a partir de qualquer estudo de imagem CT.
5. Selecione um tratamento de corpo/fiducial.
6. Localize 1 marca fiducial no local apropriado do BB no centro das imagens do plano.
7. Calcule a dose e salve o plano, conforme liberável.
8. Selecione o modo **Demonstration** (Demonstração) e avance para a interface do alinhamento do paciente.
9. Alinhe o BB próximo do centro de imagens do Sistema CyberKnife.

ATENÇÃO: O sistema de administração do tratamento permite ao usuário adquirir as imagens de raios X durante o teste BB. Certifique-se de que nenhum usuário ou observador esteja na Sala de tratamento quando as imagens de raio X ao Vivo são capturadas.

NOTA: Diminua os parâmetros de raios X **kV**, **mA** e **ms** uma vez que não há material do objeto simulador em torno da marca fiducial.

10. Siga os prompts na tela e o Teach Pendant para avançar através do teste BB.

ATENÇÃO: Sempre segure o Teach Pendant ao realizar uma simulação de tratamento no modo Demonstration (Demonstração), de forma que o botão E-Stop (Parada de Emergência) fique prontamente disponível.

ATENÇÃO: Sempre preste atenção ao movimento do robô de tratamento para garantir a segurança dos observadores. Se o robô de tratamento parecer estar movimentando-se perto demais de qualquer pessoa ou objeto na sala de tratamento, pressione o botão E-Stop (Parada de emergência) no Teach Pendant para interromper o movimento do robô de tratamento.

NOTA: No modo **Demonstration** (Demonstração), quando o **Teach Pendant** é usado para iniciar a fase da movimentação do robô do teste BB, nenhuma imagem de raio X adicional é capturada.

No Teach Pendant, use **SIM NODE** (SIM. NÓ) para avançar para o próximo modo e pause. Use **SIM ALL** (SIM. TODOS) para avançar por todos os nós no percurso, pausando brevemente em cada nó.

Referências

Klein EE, Hanley J, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics* 2009; 36(9):4197-4212.

Capítulo 4: Testes AQA, E2E e GQ

Introdução

Este capítulo descreve procedimentos para executar os testes Garantia de Qualidade Automática (AGQ) e End-to-End (E2E) no Sistema CyberKnife e executar a GQ de plano para planos de tratamento.

Este capítulo cobre os seguintes tópicos:

- “Diretrizes gerais de aquisição de imagens de CT para objetos simuladores” na página 4-2
- “Teste Garantia de Qualidade Automática (AGQ)” na página 4-3
- “Equipamento e materiais para testes E2E” na página 4-21
- “Uso do Ball-cube em testes E2E” na página 4-34
- “Planos de tratamento para testes E2E” na página 4-39
- “Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento estacionário” na página 4-52
- “Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento de movimentação” na página 4-55
- “Análise do filme” na página 4-78
- “GQ de plano para planos de tratamento” na página 4-91

Para obter informações sobre outros procedimentos de teste GQ recomendados, consulte o Capítulo 3, “Recomendações e testes de garantia de qualidade”.

Diretrizes gerais de aquisição de imagens de CT para objetos simuladores

As diretrizes gerais de aquisição de imagens de CT para objetos simuladores estão listadas abaixo.

NOTA: Para as diretrizes de pré-tratamento da aquisição de imagens de CT para pacientes, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*, capítulo 5, “Preparação do paciente”.

- Realize uma varredura de CT com um filme simulador dentro do objeto simulador. Não use o filme simulador para testes de alvo.
- Oriente e alinhe cuidadosamente tanto o objeto simulador quanto o Ball-cube dentro do objeto simulador, de acordo com seus rótulos e com os lasers do TC. A posição e orientação do objeto simulador na mesa plana do TC devem ser as mesmas da administração da dose.
- Inclua o objeto simulador inteiro na varredura, com aproximadamente 1 cm de ar acima e abaixo.
- Parâmetros da TC: 120 kVp e, pelo menos, 300 mAs.
- Espessuras das fatias constante: 1,25 mm (1 mm–1,5 mm) é recomendado.
- Fatias helicoidais/espirais com inclinação = 1.
- Cortes contíguos (sem espaçamentos).
- Aquisição máxima 512 x 512 x 512
- Inclinação do pórtico = 0°.

Teste Garantia de Qualidade Automática (AGQ)

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Visão geral do AGQ” na página 4-3
- “Captura de uma varredura de TC do objeto simulador AQA” na página 4-4
- “Planejamento de tratamento AGQ para colimadores fixos e Iris” na página 4-5
- “Execução do teste AGQ” na página 4-8
- “Análise do filme para o teste AGQ” na página 4-13

Visão geral do AGQ

O teste Garantia de Qualidade Automática (AGQ) é um teste de reprodutibilidade de alvo. O teste AQA deve ser executado diariamente para verificar o controle do robô do robô de tratamento e a estabilidade do sistema de geração de imagens. O teste é executado usando-se o objeto simulador AQA, um pequeno objeto simulador de plástico que contém marcas fiduciais (consulte a Figura 1). O objeto simulador AQA inclui uma esfera acrílica de 1,25 in (3,2 cm) e uma esfera de tungstênio de 0,75 in (1,9 cm).

Figura 1 Objeto simulador AQA

O teste de AQA verifica a reprodutibilidade do alvo de dois feixes (vertical e horizontal). Ele aplica um plano de tratamento de 1 caminho e 2 nódulos ao filme. A partir dos resultados de análise do filme, é possível determinar e analisar a constância do sistema de alvo e imagens do robô. A especificação para o teste AQA é um erro radial < 1 mm dos valores da linha de base.

O objeto simulador AQA é baseado na técnica de GQ LINAC Estereotáxica de cabeçote, que consiste na colocação de uma esfera radiopaca no isocentro do tratamento e observação da concentricidade do feixe e da sombra da esfera.

Para um sistema guiado por imagens, não isocêntrico, como o Sistema CyberKnife, a técnica foi modificada. A esfera de alvo não é mecanicamente colocada de forma precisa no isocentro da sala. Em vez disso, ela é carregada no objeto simulador AQA. A orientação de imagens do Sistema CyberKnife é usada para direcionar o feixe de radiação LINAC na esfera. Como a esfera é simétrica, essa técnica pode determinar o erro de alvo translacional, que é uma combinação de erro de rastreamento e de aplicação.

NOTA: Esse tipo de objeto simulador AQA não distingue entre o erro de rastreamento e de alvo. O objeto simulador AQA simétrico não determina o erro de alvo rotacional.

O caminho de AQA de 2 nódulos contém um feixe em cada nódulo. Os nódulos estão localizados na parte anterior e à direita do objeto simulador. Este percurso de 2 nós é calibrado usando os resultados de três testes AQA rodados a partir do mesmo plano inicial AQA. O mesmo plano deve ser usado para as verificações diárias de AQA.

Captura de uma varredura de TC do objeto simulador AQA

Antes de gerar um plano de tratamento para o teste AGQ, capture uma varredura de CT do objeto simulador AGQ da seguinte forma:

1. Abra o objeto simulador AQA e insira a esfera acrílica. Em seguida, remonte o objeto simulador AQA.

   NOTA: Use uma chave allen de 9/64 polegadas para abrir o objeto simulador AQA.

2. Oriente o objeto simulador AQA no tampo da mesa de TC, pois ele será orientado para a aplicação da dose.
3. Execute uma varredura de TC do objeto simulador AQA com a esfera acrílica posicionada. Use as diretrizes gerais de aquisição de imagens de CT para objetos simuladores (consulte a “Diretrizes gerais de aquisição de imagens de CT para objetos simuladores” na página 4-2).
4. Use o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* para importar o estudo de imagem de CT como um objeto simulador.

   NOTA: O plano AGQ será liberado várias vezes. Certifique-se de importar o estudo de imagem de TC como um objeto simulador, não como um paciente.

   Para obter informações sobre o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*, consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

5. Gere um plano de tratamento de 2 feixes para o teste AGQ usando o estudo de imagem de CT, conforme descrito em “Planejamento de tratamento AGQ para colimadores fixos e Iris” na página 4-5.

Planejamento de tratamento AGQ para colimadores fixos e Iris

Para gerar o plano de tratamento inicial para o teste AGQ para os colimadores fixos e para o Colimador Iris, siga os passos abaixo no Sistema *Accuray Precision*. Para obter informações sobre o Sistema *Accuray Precision*, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

NOTA: Use o mesmo plano de teste AGQ todos os dias para cada colimador (colimador fixo ou Colimador Iris) em teste. Se um novo plano de AGQ for criado para qualquer dos colimadores, o percurso de AGQ para o tipo específico de colimador pode precisar ser recalibrado pela equipe de manutenção da Accuray.

Novo plano

1. Importe a imagem de TC do objeto simulador AQA.
2. Selecione `Standard Plan` (Plano Padrão) e clique no botão **Next** (Avançar).
3. Selecione CT of the AQA Phantom (TC do Objeto Simulador de AQA), clique no botão **Select Exam** (Selecionar Exame) e, em seguida, clique no botão **Next** (Avançar).
4. Selecione a ***Machine*** (Máquina) do tratamento do CyberKnife escolha o modelo `Ball Cube - Fiducials`. Clique em **Next** (Avançar).
5. Clique no botão **Use Template** (Usar modelo).

Tarefa Contorno > etapa Ball-cube

Nesta etapa, você contornará o alvo esférico dentro do objeto simulador AQA.

1. Mova os cursores para o centro da esfera nas 3 exibições.
2. Na lista suspensa ***Select VOI*** (Selecionar VOI), selecione `Ball` (Esfera).

   Uma imagem da esfera aparecerá na tela.
3. Clique em **Auto Detect** (Detectar automaticamente) e mova o cursor 3D Magic Wand (Varinha mágica 3D) dentro da esfera de menor densidade. Em seguida, clique com o botão esquerdo do mouse. A esfera será contornada automaticamente.
4. Analise o posicionamento do contorno nas três exibições.
5. Vá para a guia de tarefas **Setup** (Configurar) e continue para o próximo passo.

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Machine (Máquina)

1. Selecione os parâmetros a seguir nas listas suspensas:
   - Confirme a ***Treatment Machine*** (Máquina de Tratamento) selecionada anteriormente.
   - Selecione o ***Density Model*** (Modelo de Densidade). A seleção também pode ser alterada posteriormente na tarefa **Plan** (Plano) > **Settings** (Configurações).
   - ***Number of Fractions*** (Número de frações): `1`
   - ***Select Collimator*** (Selecionar colimador): `Fixo` ou `Iris`
   - ***Treatment Anatomy*** (Anatomia do tratamento): `QA_iris-fixed`
   - ***Template Path Set*** (Conjunto de percurso modelo): `AQA90deg`
   - ***Tracking Method*** (Método de rastreamento): `Fiducial` (Marcas fiduciais).

     NOTA: Se o tipo do colimador for alterado após fornecer qualquer parâmetro de tratamento, as seleções serão perdidas. O tipo do colimador precisa ser selecionado após fornecer o ***Number of fractions*** (Número de frações), se for aplicável.
2. Acesse a tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Fiducials** (Marcas fiduciais).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Fiducials (Marcas fiduciais)

1. Verifique se a caixa ***Auto Center*** (Centralizar automaticamente) está selecionada.
2. Percorra as fatias de TC transversais. Clique duas vezes em cada marca fiducial em qualquer fatia onde elas são exibidas. Há 4 marcas fiduciais no objeto simulador AQA.
3. Acesse a tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Align** (Alinhar).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Align (Alinhar)

1. As imagens DRR são exibidas. Não altere as imagens.
2. Clique em **Confirm** (Confirmar) quando as imagens estiverem corretamente posicionadas.
3. Acesse a tarefa **Plan** (Plano). > etapa **Settings** (Configurações).

Tarefa Plan (Plano) > etapa Settings (Configurações)

Se as imagens de CT foram importadas como um objeto simulador, o modelo de densidade ***Water/Air [Sample]*** (Água/Ar [Amostra]) poderá ser usado. Se as imagens de TC foram importadas como um paciente, um modelo de densidade ***Custom Model*** (Modelo personalizado) deverá ser usado. Caso contrário, não será possível salvar o plano como administrável.

1. Redimensione a caixa de cálculo de dose para que fique nivelada com os lados do cubo do objeto simulador AQA.
2. Vá para a tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Isocentric** (Isocêntrico).

Tarefa Plano > etapa Isocêntrico

1. Posicione os crosshairs no centro da esfera e amplie a imagem.
2. Na seção Isocenter (Isocentro) do painel de controle, clique em New (Novo) para criar um isocentro.
3. Centralize o colimador na esfera usando o colimador de 30 mm (padrão).
4. Redimensione-o para o tamanho de 35 mm.
5. Insira a dose correta para obter 250 cGy na superfície do filme (cerca de 605 cGy no centro da esfera).

   NOTA: Não selecione a caixa ***Conformal Weights*** (Pesos conformais).

   NOTA: Dependendo da configuração do sistema do seu local, as unidades podem ser exibidas em gray (Gy).
6. Clique em **Apply (Aplicar)**.
7. Acesse a tarefa **Evaluate** (Avaliar) > etapa **Review** (Revisar).

Tarefa Evaluate (Avaliar) > etapa Review (Revisar)

1. Realize um cálculo de alta resolução do traçado do raio.
2. Quando a otimização estiver concluída, ajuste a prescrição para 80% a 500 cGy.
3. Verifique se a dose na superfície do filme e é de 250 cGy. Ajuste a dose de prescrição, se necessário, de forma que a dose no centro do filme seja de 250 cGy. Como alternativa, pode-se ajustar as configurações de MU para cada feixe individualmente na tarefa **Evaluate** (Avaliar) > etapa **Finetune** (Ajuste fino) para garantir que a dose no centro do filme seja de 250 cGy.
4. Salve como um plano liberável.

Execução do teste AGQ

▶ **Para executar o teste AQA:**

1. Abra o objeto simulador AQA e insira a esfera de tungstênio.

   NOTA: Use uma chave allen de 9/64 polegadas para abrir o objeto simulador AQA.

   Certifique-se de que a esfera de tungstênio não se movimente dentro do objeto simulador ao agitá-lo. Se houver movimento, coloque um pequeno pedaço de papel dentro da imagem com a esfera, a fim de remover toda a movimentação. Em seguida, remonte o objeto simulador AQA.

2. Identifique dois pedaços de filme tipo EBT não exposto e coloque-os no objeto simulador AGQ (consulte a Figura 2). Identifique um filme “AS” e rotule o outro como “LS” dependendo de sua posição no objeto simulador.

   NOTA: Consulte o glossário para ver os filmes EBT específicos que foram validados para testes de controle de qualidade que exigem filmes do tipo EBT.

   Note que o filme tem um corte de indexação que não está a 45º. Isto serve para garantir que o filme está orientado corretamente diariamente e para considerar a polaridade do filme. A orientação correta do filme é essencial para os resultados do teste de qualidade.

Figura 2 Orientação do filme no objeto simulador AQA

3. Oriente o objeto simulador AQA na mesa de tratamento, conforme mostrado na Figura 3.

Figura 3 Orientação do objeto simulador AQA na mesa de tratamento

4. Faça um alinhamento inicial do objeto simulador AQA usando os lasers da sala, se disponíveis.
5. Clique no botão **Phantom** (Objeto simulador) no menu CyberKnife System (sistema CyberKnife).
6. Selecione o plano de teste AQA diário.
7. Clique no botão **Acquire** (Capturar) no computador de administração do tratamento.
8. Use a mesa de tratamento para alinhar o objeto simulador AQA. Verifique se o objeto simulador está alinhado a 0,5 mm e 0,5°.
9. Aplique o plano de teste AQA.

NOTA: Não deixe o filme tipo EBT na sala de tratamento com o LINAC ligado, a menos que o filme esteja sendo usado para um teste.

10. Remova o objeto simulador AQA da mesa de tratamento e retire os filmes expostos. Verifique se os filmes estão corretamente identificados.

11. Digitalize os filmes para importá-los para o software AQA. Digitalize-os em arquivos separados usando os parâmetros a seguir:

- Transmissão
- 300 dpi (o scanner VIDAR usa 285 dpi)
- 48 bits, se possível
- Formato TIFF ou BMP
- Autocalibração e correção de cores desligado

Oriente os filmes de forma que o canto cortado esteja na parte inferior direita e a margem superior esteja longe da articulação do scanner. Use o modelo de plástico ao digitalizar os filmes, conforme mostrado na Figura 4.

Figura 4 Orientação do filme no scanner

Para obter um processo que pode ser repetido para erros de alvo, faça a varredura dos filmes na mesma orientação dos testes anteriores. Se necessário, é possível usar outra orientação se o processo for repetido para cada teste.

A Figura 5 mostra uma imagem de filme capturada à SAD de 800 mm usando um filme Gafchromic EBT. Na figura, as etiquetas “A” e “S” identificam os lados anterior e superior do filme. O eixo longo do filme é identificado por uma linha preta fina ao longo da margem do eixo longo, se cortado à mão pelo usuário ou por um corte com dimensão longa ao longo do eixo ou se o filme foi cortado a laser.

Figura 5 Imagem de um filme de AGQ típico após a administração

12. Realize a análise do filme de AQA conforme descrito em “Análise do filme para o teste AGQ” na página 4-13.

13. Depois de analisá-lo, registre o erro de alvo resultante no Livro de registro de GQ do *Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife®*.

Análise do filme para o teste AGQ

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Carregamento de imagens para análise do filme de AGQ” na página 4-13
- “Como girar e inverter imagens” na página 4-15
- “Configuração da resolução de imagem” na página 4-17
- “Processamento das imagens” na página 4-18
- “Como imprimir e salvar os resultados da análise” na página 4-19

Carregamento de imagens para análise do filme de AGQ

▶ **Para carregar imagens no aplicativo de software AGQ:**

1. Inicie o aplicativo de software AGQ (consulte a Figura 6).

Figura 6 Tela principal do software de análise de filme AQA

2. Selecione o item de menu **Settings > Image Resolution** (Configurações > Resolução de imagem) e defina a resolução de pixels para o seu scanner. Para obter mais informações, consulte “Configuração da resolução de imagem” na página 4-17).

Figura 7 Caixa de diálogo Image Resolution (Resolução de imagem)

3. Selecione o tipo de imagem na lista suspensa **Select Image** (Selecionar imagem), na parte superior esquerda da tela (consulte a Figura 8).

Figura 8 Lista suspensa Select Image (Selecionar imagem)

- ***Image A*** (Imagem A) representa a imagem com as margens correspondentes às direções direita, superior, esquerda e inferior.
- ***Image B*** (Imagem B) representa a imagem com as margens correspondentes às direções posterior, inferior, anterior e superior.

4. Clique no botão **Browse** (Procurar) ao lado da lista suspensa (consulte a Figura 9).

Figura 9 Botão Browse (Procurar)

NOTA: Se você clicar no botão **Browse** (Procurar) antes de selecionar o tipo de imagem, uma mensagem de erro será exibida na parte inferior da janela.

5. A caixa de diálogo ***File Selection*** (Seleção de arquivo) é exibida. Vá para o diretório onde o arquivo de imagem digitalizado foi salvo e clique em **Open** (Abrir) para selecioná-lo. Depois de selecionar o arquivo, a imagem é exibida na janela correspondente, à esquerda.

Como girar e inverter imagens

O algoritmo requer que as imagens sejam orientadas de uma certa maneira. É necessário identificar as imagens antes da varredura para indicar a qual direção cada margem corresponde.

Os painéis de exibição de imagem à esquerda da tela exibem abreviações de direções coordenadas como referência (consulte a Figura 11 para um exemplo de imagens na orientação correta). As imagens carregadas devem ser giradas de forma que as abreviações exibidas na tela correspondam às identificações nos filmes digitalizados.

Siga as instruções no topo da tela para carregar, ajustar (girar ou inverter, conforme necessário) e processar as imagens.

As operações de girar e inverter imagens estão disponíveis para ambas as imagens usando os menus **Image A** (Imagem A) e **Image B** (Imagem B). Para girar a Image A (Imagem A) em 90º em sentido anti-horário, selecione o item de menu **Image A > Rotate 90 degrees CCW** (Imagem A > Girar 90 graus anti-horário) (consulte a Figura 10).

Figura 10 Menu suspenso Image (Imagem)

Figura 11 Imagens corretamente alinhadas para processamento

Configuração da resolução de imagem

▶ **Para configurar a resolução de imagem:**

São necessárias informações de resolução de imagem para efetuar a conversão de pixels em milímetros. Os valores de pixels/polegadas nas direções X e Y são obtidos digitalizando uma régua com o mesmo scanner. O erro radial também é calculado depois de fornecer as informações de resolução.

NOTA: Esta etapa deve ser executada sempre que o software AQA for aberto.

1. Selecione o item de menu **Settings > Image Resolution** (Configurações > Resolução de imagem) (consulte a Figura 12).

Figura 12 Item de menu Image Resolution (Resolução de imagem)

2. Na caixa de diálogo ***Image Resolution*** (Resolução de imagem), digite a calibração espacial em pixels por polegada para as direções X (horizontal) e Y (vertical) (consulte a Figura 13).

Figura 13 Caixa de diálogo Image Resolution (Resolução de imagem)

Processamento das imagens

Depois de carregar as duas imagens e ajustá-las (girar ou inverter) para obter o alinhamento correto, clique no botão **Process** (Processar) na parte superior direita da tela, para iniciar as operações de processamento das imagens (consulte a Figura 14).

As imagens nos painéis à esquerda da tela são substituídas pelas imagens processadas. Estas mostram a região do feixe detectado em branco e a sombra da esfera em preto.

A Figura 14 mostra resultados de exemplo após a execução do processamento. Os dados de precisão de rastreamento são exibidos em milímetros. A intensidade de pixels no local do centroide do feixe também é exibida.

Figura 14 Tela principal mostrando os resultados do processamento

Como imprimir e salvar os resultados da análise

Você pode inserir notas para referência futura, imprimir os resultados da análise e salvá-los em um arquivo.

▶ **Para inserir notas:**

- Selecione o item de menu **Settings > Notes** (Configurações > Notas) (consulte a Figura 15). A caixa de diálogo ***Notes*** (Notas) é exibida, permitindo que você insira notas para referência futura.

Figura 15 Caixa de diálogo Notes (Notas)

▶ **Para imprimir os resultados da análise:**

- Selecione o item de menu **File > Print** (Arquivo > Imprimir) a qualquer momento, para imprimir a tela exibida (consulte a Figura 16).

Figura 16 Item de menu Print (Imprimir)

▶ **Para salvar os resultados da análise:**

1. Selecione o item de menu **File > Save Analysis Results** (Arquivo > Salvar resultados da análise) para salvar os resultados em um arquivo (consulte a Figura 17).

Figura 17 Item de menu Save Analysis Results (Salvar resultados da análise)

A caixa de diálogo ***File Selection*** (Seleção de arquivo) é exibida, permitindo que você procure e selecione um diretório e digite um nome para o arquivo de saída. O arquivo resultante é um arquivo de texto que inclui as informações exibidas na tela, os nomes dos arquivos de imagem e a data e a hora da análise.

NOTA: Para ajudar a determinar a fonte de erros usando o teste de AGQ, os dados no relatório devem ser rastreados cuidadosamente.

É importante manter uma imagem de A e B. Registre o deslocamento do ***X centroid*** (Centroide em X) e o deslocamento do ***Y centroid*** (Centroide em Y) para as imagens A e B. Registre o ***X offset*** (Deslocamento em X), ***Y offset*** (Deslocamento em Y) e o ***Z offset*** (Deslocamento em Z) e o ***Radial Error*** (Erro radial) exibido na seção ***Patient Plane Coordinates*** (Coordenadas do plano do paciente) da tela principal do software AGQ.

A especificação para o teste de AGQ é uma diferença menor que 1 mm para o erro radial da medição da linha de base. Se a leitura diária para o erro radial não estiver dentro da especificação, você deve repetir o teste de AGQ 3–4 vezes para obter uma medição média ou executar um teste de ponta-a-ponta (E2E) para verificar a exatidão de alvo do sistema.

Equipamento e materiais para testes E2E

Esta seção descreve o equipamento e os materiais usados para realizar testes E2E. Aborda os seguintes tópicos:

- “Objetos simuladores usados em testes E2E” na página 4-22
- “Filme radiocrômico ou tipo EBT” na página 4-25
- “Scanner de filme” na página 4-26
- “Software de análise de filme de teste E2E” na página 4-33

Visão geral do procedimento de teste E2E

O procedimento completo do teste E2E inclui as seguintes etapas gerais:

1. Execute uma varredura de CT do(s) objetos(s) simulador(es) a ser(em) usado(s) no teste de ponta-a-ponta (E2E), para cada modo de rastreamento disponível no seu Sistema CyberKnife e em cada scanner de CT que será usado. Os objetos simuladores devem ser carregados com o filme durante as varreduras de CT.
2. Importe os estudos de imagem de CT para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* usando o aplicativo de Revisão e importação de imagem.
3. No Sistema *Accuray Precision*, identifique e delineie o alvo do tratamento. Em seguida, crie um plano de tratamento e salve-o como plano liberável.
4. Coloque os filmes no Ball-cube ou no encaixe de filme, oriente o Ball-cube ou o encaixe dentro de um objeto simulador e aplique o plano de tratamento.
5. Depois de aplicar o plano, realize uma análise do filme digital usando um scanner de filme e o software de análise de filme do teste E2E Accuray. O software de análise de filme determina o tamanho do filme e realiza a análise apropriada com base no tamanho do filme digitalizado. A análise digital leva cerca de 15 minutos e produz uma precisão de ±0,3 mm. O centroide da distribuição de dose real administrada no filme exposto é comparado com o centroide da distribuição de dose planejada.

O teste E2E é usado para determinar o erro posicional total para cada modo de rastreamento de movimentação e de rastreamento estacionário instalado em um Sistema CyberKnife. Os modos de rastreamento estacionário incluem o sistema de rastreamento craniano 6D, o sistema de rastreamento com marcas fiduciais e o Sistema Xsight Spine Tracking opcional. Os modos de rastreamento de movimentação incluem o Sistema Xsight Lung Tracking opcional e o Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony. A especificação para o erro posicional total para o teste E2E é ≤0,95 mm para todos os modos de rastreamento de movimento e estacionário.

Para realizar um teste E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking, é necessário adquirir um objeto simulador específico da CIRS, Inc. A calibração do Sistema CyberKnife é baseada nos resultados de testes E2E executados pelo pessoal de serviço da Accuray usando o sistema de rastreamento craniano 6D, o sistema de rastreamento com marcas fiduciais e o Sistema Xsight Spine Tracking (se disponível).

Objetos simuladores usados em testes E2E

A Tabela 1 lista os modos de rastreamento e os objetos simuladores usados em testes E2E. Os objetos simuladores são descritos nas seções a seguir.

Tabela 1 Modos de rastreamento e o objeto simulador correspondente

Modo	Phantom (Fantasma)
Rastreamento craniano 6D	Objeto simulador de cabeça e pescoço CyberKnife com o Ball-cube.
Sistema de Rastreamento com Marcas Fiduciais	Objeto simulador de cabeça e pescoço CyberKnife com o Ball-cube.
Sistema Xsight Spine Tracking	Objeto simulador de cabeça e pescoço CyberKnife com o mini Ball-cube.
Rastreamento com marcas fiduciais com o Sistema Synchrony	Ball-cube com a ferramenta de GQ Synchrony com o Ball-cube.
Sistema Xsight Lung Tracking	(*Opcional*) Objeto simulador com o corpo do tórax e encaixe de filme de tumor de pulmão de baixa densidade.

NOTA: Para obter informações sobre o objeto simulador de planejamento 4D, consulte o Apêndice 4B, “Simulação de Planejamento 4D”.

Cassete de filme do Ball-Cube original

O cassete de filme do Ball-cube original é um cubo de 2,5 polegadas (6,35 cm) em um lado. O Ball-cube padrão é usado em testes E2E para o sistema de rastreamento craniano 6D, o sistema de rastreamento com marcas fiduciais e o Sistema Synchrony. O Ball-cube acomoda o filme radiocrômico e contém 5 marcas fiduciais. O Ball-cube é colocado na cavidade craniana do objeto simulador de cabeça e pescoço.

O Ball-cube padrão é composto de 4 peças que se conectam usando hastes de náilon rosqueadas e porcas (consulte a Figura 18). Uma esfera acrílica de 31,75 mm de diâmetro é embutida no centro do cubo.

Figura 18 Diagrama do Ball-cube

O procedimento para usar o Ball-cube original é descrito em “Uso do Ball-cube original” na página 4-35.

Cassete de filme do Ball-cube II

O Ball-cube II contém 6 marcas fiduciais.

Para o rastreamento com marcas fiduciais, selecione somente fiduciais de ouro. As hastes plásticas contêm pequenos marcadores de cobre que podem ser usados para filmes de registro de doses.

Figura 19 Marcadores de cobre e fiduciais de ouro

Os marcadores só estão nos planos do filme: 4 no plano axial e 4 no plano sagital. As 6 marcas fiduciais de ouro padrão servem para rastreamento.

O cassete de filme do Ball-cube II usa filmes de um formato pré-cortado diferente do Ball-cube original.

Para obter mais informações sobre o Ball-cube II, consulte “Análise do filme de ponta-a-ponta” na página 4-78.

Cassete de filme do mini Ball-cube

O cassete de filme do mini Ball-cube original é um cubo de 1,25 polegadas (3,2 cm) em um lado. O mini Ball-cube é usado em testes E2E para o Sistema Xsight Spine Tracking. O Ball-cube acomoda filme radiocrômico. Ele não contém marcas fiduciais. O mini Ball-cube é colocado na cavidade do pescoço do objeto simulador de cabeça e pescoço.

O mini Ball-cube é composto de 4 peças que se conectam com pinos localizadores de náilon. Uma esfera acrílica de 19 mm de diâmetro é embutida no centro do cubo.

Os procedimentos de uso do Ball-cube e do mini Ball-cube são similares e estão descritos em “Uso do Ball-cube em testes E2E” na página 4-34.

Objeto simulador de cabeça e pescoço

O objeto simulador de cabeça e pescoço é usado em testes E2E para o sistema de rastreamento craniano 6D, o sistema de rastreamento com marcas fiduciais e o Sistema Xsight Spine Tracking. O objeto simulador tem características cranianas e da coluna que são adequadas para o rastreamento preciso. Um Ball-cube com filme é inserido em uma cavidade do objeto simulador. Há 2 cavidades, uma para o Ball-cube e outra para o mini Ball-cube.

Ferramenta de GQ Synchrony para rastreamento de movimentação

A ferramenta de GQ Synchrony para rastreamento de movimentação é usada em testes E2E para o Sistema Synchrony. O Ball-cube com o filme é inserido no domo da ferramenta de GQ Synchrony. Os procedimentos de uso da ferramenta de GQ Synchrony estão descritos em “Teste E2E para o Sistema Synchrony” na página 4-55.

Objeto simulador de movimentação (Opcional)

O objeto simulador de movimentação opcional é usado em testes E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking. O objeto simulador de movimentação inclui imagens do tórax e hastes de movimentação para testar o Sistema Xsight Lung Tracking. O objeto simulador de movimentação não usa um cassete de filme do Ball-cube. Ao invés disso, ele usa um Ball-cube especial de baixa densidade, de forma que apenas a esfera esteja visível no raio X. O objeto simulador de movimentação requer filmes radiocrômicos pré-cortados.

Essa imagem não é fornecida com o Sistema CyberKnife. Ela está disponível para compra do seu fornecedor CIRS. Para obter informações, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”. O procedimento de uso do objeto simulador de movimentação estão descritos em “Teste E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking” na página 4-64.

Para obter informações sobre o objeto simulador de planejamento 4D, consulte o Apêndice 4B, “Simulação de Planejamento 4D”.

Filme radiocrômico ou tipo EBT

A Accuray recomenda o filme radiocrômico pré-cortado do tipo Gafchromic EBT. É fornecido um suprimento inicial de filme com o seu Sistema CyberKnife. Filmes de reposição podem ser adquiridos da Accuray ou do fabricante. Para obter informações sobre o fabricante, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”.

NOTA: Consulte o glossário para ver os filmes EBT específicos que foram validados para testes de controle de qualidade que exigem filmes do tipo EBT.

Scanner de filme

É necessário um scanner de filme para a análise de filmes digitais. A Accuray recomenda o uso de um scanner de filme de escala em tons de cinza de 16 bits (ou colorido de 48 bits) com a capacidade de gerar medidas de posição e densidade óticas consistentes e precisas. Para obter informações sobre como selecionar um scanner de filme de mesa, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”.

Ao usar um scanner de qualidade profissional não médico, execute a calibração regular, pois esses scanners não garantem a precisão espacial. Um procedimento sugerido para a calibração do scanner de filme é fornecido abaixo.

Se você usar um scanner VIDAR, coloque os pedaços pequenos de filme radiocrômico em sacos plásticos claros, fixe-os em filmes de raios X em branco ou em folhas plásticas claras antes de digitalizá-los.

Calibração do Scanner de Filme

Embora você vá digitalizar filmes E2E a 300 dpi no seu scanner, é necessário calibrá-lo para obter resultados mais precisos. O software E2E considera digitações de filme de 300 dpi por padrão, mas você pode alterar esse valor se a resolução do seu equipamento não for exatamente de 300 dpi.

A calibração do scanner de filme é recomendada pelo menos anualmente. Também é recomendável, ao configurar um novo scanner de filme, mover o scanner de filme para um novo local ou desligá-lo por um período significativo. Você pode pensar em sempre deixar o scanner de filme ligado.

Familiarize-se com o software incluído no scanner adquirido. Use uma régua de precisão transparente para calibrar a resolução da escala de pixels do seu scanner, conforme descrito a seguir.

A resolução atual dos scanners de filme por polegada (dpi) deve ser medida nas direções X e Y, que dependem do scanner de filme. Os exemplos de orientações são mostrados na Figura 20 e Figura 21. As direções X e Y padrão para o scanner de filme geralmente podem ser alteradas usando o software do scanner.

Figura 20 Direções X e Y predefinidas para Epson V700. X é paralelo à articulação de cobertura. Y é paralelo à direção da varredura

Figura 21 Direções X e Y predefinidas para Epson 10000XL e 11000XL. X é paralelo à articulação de cobertura. Y é perpendicular à direção da varredura

NOTA: As fendas nos filmes E2E devem ser paralelas à direção Y do scanner de filme (mostrado na Figura 20 e Figura 21).

▶ Para executar a calibração do scanner de filme:

Este procedimento é um exemplo que descreve a utilização de um scanner de filme Epson 11000XL com o software Epson Scan. Nesse procedimento, você escaneia uma régua de precisão transparente e depois conta o número de pixels entre as marcas da régua para determinar a resolução de dpi da seguinte maneira:

$$dpi = \frac{\textit{Number of pixels between ruler marks}}{\textit{Distance in inches between ruler marks}} \quad (1)$$

O aplicativo de software ImageJ é usado para medir o número de pixels entre as marcas da régua.

NOTA: Calibre o scanner de filme na área em que você coloca o filme.

1. Posicione uma régua de precisão no scanner paralela à direção da varredura, conforme a Figura 22. Coloque-a na área do campo de varredura, na qual você rotineiramente coloca o filme a ser escaneado.

Figura 22 Régua colocada paralelamente à direção da varredura

2. Inicie o software Epson Scan e selecione as seguintes configurações (consulte a Figura 23):

NOTA: Dependendo do software do seu scanner de filme, escolha configurações semelhantes.

- **Mode** (Modo): Modo Profissional
- **Document Type** (Tipo de Documento): Filme
- **Film Type** (Tipo de Filme): Filme Positivo

- **Image Type** (Tipo de Imagem): colorido 48 bits
- **Resolution** (Resolução): 300 dpi

Figura 23 Configurações do Epson Scan para calibração do scanner

3. Clique no botão **Configuration** (Configuração). Na guia **Color** (Cor), selecione **No Color Correction** (Nenhuma Correção de Cor) (consulte a Figura 24). Essa é a mesma configuração utilizada para os testes ponta a ponta (End-to-End, ou E2E) e garantia de qualidade do Iris para filmes tipo EBT.

NOTA: Dependendo do software do seu scanner de filme, escolha uma configuração semelhante.

Figura 24 No color correction (Nenhuma correção de cor)

4. Clique no botão **Scan** (Escanear) para escanear a régua. Salve a imagem com um nome de arquivo indicando a posição da régua, como `RulerParallelToScanDirection.tif`.
5. Em seguida, para garantir que os resultados da medição sejam dados em pixels, remova qualquer escala espacial do ImageJ. Para fazer isso, selecione o item de menu **Analyze > Set Scale** (Analisar > Configurar Escala). Então, clique no botão **Click to Remove Scale** (Clique para Remover Escala).
6. Abra o arquivo de imagem no aplicativo ImageJ e amplie a imagem pressionando a tecla <+> no teclado.

   Use a ferramenta **Straight line selections** (Seleções de linha reta) no ImageJ (consulte a Figura 25) para desenhar uma linha de 12,5 ou 15 cm (5 ou 6 polegadas) paralela à direção da varredura. Você medirá o número de pixels ao longo dessa linha na próxima etapa.

Figura 25 Ferramenta Straight lines selection (Seleções de Linha Reta) do ImageJ

É útil alinhar a linha contra marcas verticais na régua para garantir que a linha seja horizontal, conforme mostrado na Figura 26.

Figura 26 Parte da linha de medição paralela à direção da varredura (linha amarela no ImageJ), alinhada com as marcas verticais da régua

7. Pressione a tecla <m> no teclado para gerar uma medição do número de pixels abrangidos pela linha. Esse valor é exibido na janela ***Results*** (Resultados) na coluna ***Area*** (Área). A janela ***Results*** (Resultados) também exibe o ângulo da linha, que indica se a linha é realmente paralela à direção da varredura.

   NOTA: Você também pode usar o Microsoft Paint para medir o número de pixels em vez do ImageJ. Para fazer isso, escaneie e salve a imagem como um arquivo `.tif`. Em seguida, abra o arquivo de imagem no Paint. Desenhe a linha de medição usando a ferramenta **Linha**. O número de pixels abrangidos pela linha nas direções horizontal e vertical da imagem é exibido na barra de status na parte inferior da janela do Paint.

8. Calcule a resolução (dpi) do scanner na direção paralela usando Equação (1) na página 4-28. Inclua uma casa decimal.

   Como alternativa, você pode desenhar uma única linha de 2,5 cm (1 polegada) e medir o número de pixels que ela abrange. Repita esta medição 5 a 6 vezes em locais consecutivos ao longo da régua. Em seguida, calcule a média da medição para determinar a resolução (dpi) do scanner na direção paralela a uma casa decimal.

9. Em seguida, repita o procedimento acima, mas posicione a régua no scanner perpendicular à direção da varredura, conforme a Figura 27. Coloque-a na área do campo de varredura, na qual você rotineiramente coloca o filme a ser escaneado.

Figura 27 Régua colocada perpendicularmente à direção da varredura

10. Escaneie a régua, salve a imagem com um nome de arquivo indicando a posição da régua, como `RulerPerpendicularToScanDirection.tif`.
11. Abra o arquivo de imagem no aplicativo ImageJ, aplique mais zoom e use a ferramenta de **Straight lines selections** (Seleções de linhas retas) do ImageJ (consulte a Figura 25) para desenhar uma linha perpendicular à direção da varredura. Desenhe uma única linha de 5 ou 6 polegadas (7,5 a 10 cm), ou 5 a 6 linhas consecutivas de 1 polegada (2,5 cm), como descrito acima.
12. Pressione a tecla <m> no teclado para gerar uma medição do número de pixels abrangidos pela linha. A janela ***Results*** (Resultados) também exibe o ângulo da linha, que indica se a linha é realmente perpendicular à direção da varredura.
13. Calcule a resolução (dpi) do scanner na direção perpendicular usando Equação (1) na página 4-28. Inclua uma casa decimal.

    Como alternativa, se você estiver desenhando linhas consecutivas de 2,5 cm (1 polegada), calcule a média da medição para determinar a resolução (dpi) do scanner na direção perpendicular a uma casa decimal.
14. Salve os valores de calibração de dpi horizontal e vertical para entrar no software de análise de filme.
15. Você pode repetir o procedimento de calibração para diferentes configurações de dpi, dependendo das configurações de dpi usadas ou em locais diferentes no campo de varredura e dependendo de onde você normalmente coloca o filme no scanner.

    Por exemplo, você pode repetir a calibração a 600 dpi ou com a régua posicionada em vários locais no campo de varredura.

Software de análise de filme de teste E2E

O software de análise de filme de teste E2E é fornecido pela Accuray. O software de análise do filme identifica automaticamente o tamanho do filme (mini de 1,25 pol. versus padrão de 2,50 pol.) e executa a análise de acordo com o tamanho identificado.

A análise do filme é realizada usando um scanner de filme e o software de análise de filme E2E fornecido pela Accuray. É possível realizar a análise visual do filme em minutos, obtendo-se uma precisão de cerca de 1 mm. A análise digital leva cerca de 15 minutos e produz uma precisão de ±0,3 mm.

Uso do Ball-cube em testes E2E

O seu Sistema CyberKnife pode incluir um cassete de filme do Ball-cube original ou o cassete de filme do Ball-cube II. O mini Ball-cube é fornecido com ambos. O Ball-cube original e o Ball-cube II usam o filme tipo EBT como filme de escolha. A seção seguinte descreve as precauções a serem observadas no uso do filme tipo EBT.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Precauções ao Usar o Filme Tipo EBT” na página 4-34
- “Uso do Ball-cube original” na página 4-35
- “Carregamento de filmes no Ball-cube II” na página 4-36

Precauções ao Usar o Filme Tipo EBT

Observe as seguintes precauções ao trabalhar com o filme:

- O filme tipo EBT é classificado pelo fabricante[1] para exposição de até 800 cGy (canal vermelho). É importante garantir que a dose máxima planejada seja consistente com o intervalo de dose do filme.

  NOTA: Consulte o glossário para ver os filmes EBT específicos que foram validados para testes de GQ que exigem filmes do tipo EBT.

- O filme tipo EBT é mais sensível no canal vermelho, portanto faça a varredura em cores (tipicamente cores de 48 bits).
- Siga as precauções padrão ao trabalhar com o filme conforme recomendado pelo fabricante. Por exemplo, mantenha o filme longe de calor e UV, e evite dobrar o filme mais do que o necessário para carregá-lo e descarregá-lo.
- Quando as marcações forem desejadas no filme, use um marcador permanente extrafino e marque somente os 5 mm externos do filme. Se não forem posicionadas marcações de identificação ou orientação no filme, pelo menos, posicione um ponto preto com um marcador permanente na margem externa do filme. **O software do E2E da Accuray precisa destas marcações para exibir as imagens adequadamente.**
- A colocação consistente do filme no scanner é recomendada.
- A densidade óptica do filme tipo EBT depende da orientação da varredura. Os filmes devem ser digitalizados na mesma orientação, por exemplo, com a fenda alinhada verticalmente com o scanner para o Ball-cube II. Também é importante observar qual lado do filme está sobre a superfície do scanner. Filmes como o EBT2 são assimétricos em sua construção em camadas, o que causa diferenças nas leituras dependendo do lado do filme sobre o scanner. Seja consistente em todas as varreduras.

1. O fabricante do filme tipo EBT é a Ashland, Inc. Seu site (www.ashland.com) tem informações adicionais sobre as especificações e propriedades do filme.

- Execute a varredura de CT com um filme carregado no Ball-cube para obter a geometria correta.

NOTA: Várias varreduras de CT podem fornecer uma exposição significativa para o filme do tipo EBT.

Uso do Ball-cube original

Esta seção descreve como inserir o filme no Ball-cube original ou mini. A Figura 28 mostra o Ball-cube original e o filme usado com ele.

Figura 28 Cassete de filme do Ball-Cube original e o filme

▶ **Para inserir o filme no Ball-cube original ou no mini Ball-cube:**

1. Identifique as margens de referência do filme com um marcador permanente de ponta fina. As marcações serão preservadas na imagem digitalizada dos filmes expostos para fins de identificação.
2. Junte as 2 peças do filme. A Figura 28 mostra os filmes unidos para o Ball-cube original.
3. Abra o Ball-cube original ou o mini Ball-cube e insira os filmes unidos no cassete de filme. Se você estiver usando o Ball-cube original, não aperte as porcas ainda.

   Siga estas diretrizes de alinhamento para os filmes unidos:

   - Filme axial: alinhado com as bordas anterior e esquerda do cassete de filme.
   - Filme sagital: alinhado com as bordas anterior e superior do cassete de filme.
4. Pressione cada lado do cassete de filme contra uma superfície plana e firme, para que as margens do filme fiquem niveladas com os lados do cubo. Se o filme ficar preso, empurre-o do lado oposto usando um pedaço de papel duro, por exemplo, um cartão de visita.

5. Confirme se os filmes estão alinhados com as faces anterior, superior e esquerda do cassete de filme montado.

   Para fazê-lo, observe as margens de referência de um ângulo de 45° em relação à superfície do Ball-cube. As margens do filme devem aparecer como linhas pretas. Se o filme estiver abaixo da superfície, a linha não estará visível. Se o filme se projetar em excesso, você poderá ver isso e/ou senti-lo com os dedos.

6. Quando os filmes estiverem alinhados com os lados do Ball-cube original, aperte as porcas para prender o filme. O mini Ball-cube é mantido junto somente por fricção.

Carregamento de filmes no Ball-cube II

▶ **Para carregar filmes no Ball-cube II:**

1. Abra a embalagem do filme cortado a laser e remova uma parte de cada corte do filme. Existem dois cortes distintos:
   - um para o plano axial
   - um para o plano sagital

   Figura 29 mostra um filme axial à esquerda e um filme sagital à direita.

Figura 29 Filme cortado a laser para o Ball-cube II (filme axial à esquerda, filme sagital à direita)

Solte as duas travas na parte superior e inferior do cassete do filme.

Figura 30 Ball-cube II com travas fechadas e abertas

2. Deslize as quatro seções do cassete do filme para separá-las. Uma seção pode ser desacoplada.
3. Una os filmes. A Figura 31 mostra a forma correta de orientar os filmes entre si antes de carregá-los no cassete do filme.

   Em ambas as vistas exibidas, o filme axial está orientado da parte traseira esquerda para a parte dianteira direita. A imagem à esquerda mostra a vista do quadrante anterior-esquerdo-inferior. A imagem à direita mostra a vista do quadrante anterior-direito-superior.

Figura 31 Orientação correta dos filmes antes do carregamento

4. Coloque os filmes unidos no cassete de filme. A Figura 32 mostra como encaixar os filmes no cassete. Assegure-se de que os orifícios de registro dos filmes correspondam à posição dos pinos de alinhamento.

   NOTA: Evite tocar os filmes com mãos engorduradas. Segure os filmes somente pelas bordas.

Figura 32 Encaixe os filmes unidos no Ball-cube II

5. Se houver resistência significativa ao empurrar as seções juntas, verifique se os filmes estão corretamente orientados.

AVISO: Não empurre com muita força ao deslizar as seções para não danificar o filme.

Figura 33 Deslize as seções para fechar o Ball-cube II

6. Quando o filme do Ball-cube II estiver fechado, insira-o no objeto simulador.

AVISO: Não deixe o cassete do filme descoberto depois de carregar o filme. Deixar o cassete do filme descoberto por vários dias resultará em exposição das bordas do filme.

Planos de tratamento para testes E2E

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Planejamento E2E com otimização sequencial isocêntrica” na página 4-39
- “Planos E2E para os modos de rastreamento estacionário” na página 4-39
- “Planos E2E para os modos de rastreamento de movimentação” na página 4-46

Planejamento E2E com otimização sequencial isocêntrica

O planejamento E2E para colimadores fixos e Colimador Iris pode ser feito usando a otimização sequencial isocêntrica. As etapas são as mesmas e permitem ao usuário salvar o script quando for gerado um plano bem-sucedido.

Planos E2E para os modos de rastreamento estacionário

Para realizar o teste E2E usado o cassete de filme do Ball-cube, os planos de tratamento são gerados com o Sistema *Accuray Precision*. Esta seção fornece detalhes sobre o planejamento de tratamento para testes E2E para os seguintes modos de rastreamento estacionário:

- Sistema de rastreamento craniano 6D
- Sistema de rastreamento com marcas fiduciais
- Sistema Xsight Spine Tracking

Dependendo do modo de rastreamento, os planos de tratamento são gerados com os parâmetros fornecidos na Tabela 2.

Tabela 2 Valores iniciais sugeridos dos parâmetros do planejamento de tratamento para o teste E2E

Restrições do planejamento	Ball-cube Rastreamento craniano 6D	Rastreamento com marcas fiduciais com o Ball-cube	Rastreamento com o Ball-cube Synchrony com marcas fiduciais	Rastreamento Xsight Spine com mini Ball-cube	Encaixe do filme Xsight Lung Tracking com sistema Synchrony
Anatomia	Cabeça	Corpo	Corpo	Corpo	Corpo
Tamanho do campo	30 mm	25 mm	25 mm	15 mm	15 mm
Dose, cGy	600	600	600	600	600
Prescrição	70% - 420 cGy	70% - 420 cGy	70% - 420 cGy	70% - 420 cGy	70% - 420 cGy

NOTA: As doses usadas nesta tabela assumem o uso do filme tipo EBT. Se você estiver usando o filme MD, multiplique esses valores por 5 para produzir uma densidade óptica aceitável sobre o filme.

Novo plano

1. Clique no ícone **New Plan** (Novo plano) na página inicial.
2. Selecione o objeto simulador de cabeça e pescoço na lista de pacientes.
3. Clique em **[Standard]** (Padrão) e em **[Next]** (Avançar).
4. Selecione o exame de CT e clique em **[Select Exam]** (Selecionar Exame). Em seguida, clique em **[Next]** (Avançar).
5. Selecione a ***Machine*** (Máquina) de tratamento correta.
6. Dependendo do modo de rastreamento, selecione um dos seguintes modelos:
   - Sistema de rastreamento craniano 6D: `Ball-cube – 6D`
   - Sistema de rastreamento com marcas fiduciais: `Ball-cube – Fiducial`
   - Sistema Xsight Spine Tracking: `Ball-cube – XSight`
7. Clique em **[Next]** (Avançar).
8. Clique em **[Use Template]** (Usar modelo).
9. Vá para a seção **Contour Task > Ball-cube Step** (Tarefa Contorno > etapa Ball-cube).

Tarefa Contorno > etapa Ball-cube

Nesta etapa, você contornará o alvo esférico dentro do Ball-cube.

1. Mova os cursores para o centro da esfera nas 3 exibições
2. Na lista suspensa ***Select VOI*** (Selecionar VOI), selecione `Ball` (Esfera).

   Uma imagem da esfera aparecerá na tela
3. Clique em **Auto Detect** (Detectar automaticamente) e mova o cursor 3D Magic Wand (Varinha mágica 3D) dentro da esfera. Em seguida, clique com o botão esquerdo do mouse. A esfera será contornada automaticamente.
4. Analise o posicionamento do contorno nas três exibições.
5. Acesse a tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Machine** (Máquina).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Machine (Máquina)

1. Selecione os parâmetros a seguir nas listas suspensas:
   - Selecione a ***Treatment Machine*** (Máquina de Tratamento).
   - ***Number of Fractions*** (Número de frações): `1`
   - Selecione o colimador apropriado.
   - ***Treatment Anatomy*** (Anatomia do tratamento):

     Para o modo 6D Skull Tracking (Rastreamento de crânio 6D), selecione `head_iris-fixed`.

     Para o modo fiducial tracking (rastreamento com marcas fiduciais) e o Sistema Xsight Spine Tracking, selecione `body_iris-fixed`.
   - Escolha um ***Template Path Set*** (Conjunto de caminho modelo).
   - Escolha um ***Tracking Method*** (Método de rastreamento) apropriado entre os parâmetros de planejamento de tratamento para o teste E2E.
2. Para o modo 6D Skull Tracking (Rastreamento craniano 6D) ou o Sistema Xsight Spine Tracking, acesse a tarefa **Setup** (Configurar) etapa > **Align** (Alinhar).
3. Para o modo Fiducial tracking (Rastreamento com marcas fiduciais), acesse a tarefa **Align** (Alinhar) > etapa **Fiducials** (Marcas fiduciais).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Fiducials (Marcas fiduciais)

1. Verifique se a caixa ***Auto Center*** (Centralizar automaticamente) está selecionada.
2. Percorra as fatias de TC transversais. Clique duas vezes no centro de cada marca fiducial em qualquer fatia onde elas são exibidas. Há 5 marcas fiduciais no Ball-cube original, 6 marcas no Ball-cube II e nenhuma no mini Ball-cube.
3. Confirme visualmente se a centralização automática identificou corretamente o centroide de cada uma das 3 exibições. Reposicione manualmente o local do centro da marca fiducial, se necessário.
4. Acesse a tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Align Center** (Alinhar centro).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Align (Alinhar)

Na etapa **Align** (Alinhar), as imagens são centralizadas automaticamente no quadro.

1. Dependendo do modo de rastreamento, execute as seguintes etapas de alinhamento:
   - modo de rastreamento craniano 6D: Use os cursores verdes nas exibições planares 2D na parte inferior da tela para alterar as imagens DRR até que haja uma lacuna de 10-15 mm entre os lados Superior e Anterior do crânio do objeto simulador e as margens dos painéis de exibição de imagens DRR.
   - Modo de rastreamento com marcas fiduciais: não altere as imagens DRR.
   - Sistema Xsight Spine Tracking: Use os crosshairs verdes nas exibições planares 2D na parte inferior da tela para alterar as imagens. Defina o centro de alinhamento na coluna C5 inferior ou na coluna C6 superior do objeto simulador de cabeça e pescoço.
2. Selecione **Confirm** (Confirmar) na tela esquerda quando as imagens estiverem corretamente posicionadas.
3. Acesse a seção da tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Settings** (Configurações).

Tarefa Plan (Plano) > etapa Settings (Configurações)

Se as imagens de CT foram importadas como um objeto simulador, o modelo de densidade ***Water/Air [Sample]*** (Água/Ar [Amostra]) poderá ser usado. Se as imagens de TC foram importadas como um paciente, um modelo de densidade ***Custom Model*** (Modelo personalizado) deverá ser usado. Caso contrário, não será possível salvar o plano como administrável.

1. Redimensione a caixa de cálculo de dose para que fique nivelada com as faces do Ball-cube.
2. Marque a caixa de seleção **Contour Correction** (Correção de contorno).
3. Vá para a tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Isocentric** (Isocêntrico).

Tarefa Plano > etapa Isocêntrico

Em todos os casos, comece com um plano isocêntrico, com o colimador centrado na esfera.

1. Amplie as imagens e posicione os cursores verdes no centro da esfera.
2. Com os cursores centralizados na esfera, clique em ***NEW*** (Novo) na seção Isocenter (Isocentro) do painel de controle para criar um isocentro.
3. Escolha o tamanho correto do colimador dos valores sugeridos dos parâmetros de planejamento do tratamento para o teste E2E.
4. Redimensione o colimador usando a seta dupla da ferramenta ponteiro no colimador, na tela.
5. Centralize novamente o colimador, se necessário, clicando na sua margem e movendo-o para outra posição.
6. Selecione a caixa **Conformal Weights** (Pesos conformais).
7. Clique em ***Apply*** (Aplicar).

Tarefa Plano > etapa Sequencial

1. Vá para a tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Sequential** (Sequencial).

   NOTA: Isto abrirá uma caixa de diálogo contendo a seguinte mensagem: This plan contains isocentric conformal beams. (Este plano contém feixes isocêntricos conformais.) They will be included in the optimization. If you select additional collimators on this step, new beams will be generated in addition to the isocentric beams previously created. (Caso selecione colimadores adicionais nesta etapa, novos feixes serão gerados além dos feixes isocêntricos criados previamente.)

2. Clique em **OK** para fechar a janela de mensagem.
3. Na seção ***Script*** do painel de controle, clique em **MU Limits** (Limites de UM). Digite o seguinte:
   - ***Total MU*** (MU total) = 5.000
   - ***Max MU per Beam*** (MU máx. por feixe) = 10
   - ***Max. MU per Node*** (MU máx. por nó) = 10

   Em seguida, clique em **OK**.
4. Clique em **Auto-shells**. Adicione um auto-shell da seguinte forma:
   - Clique em **Add** (Adicionar).
   - ***Source*** (Origem) = Ball (Esfera).
   - ***Auto-shell Name*** (Nome do auto-shell) = `[Ball] Shell 1` ([Esfera] shell 1).
   - Selecione a caixa ***Symmetric*** (Simétrico). Determine 3 mm para o shell.

     Em seguida, clique em **OK**.

5. Clique em **Constraints and Steps** (Restrições e etapas).
6. Na seção **Maximum Dose Constraints** (Restrições de dose máximas) e **Dose Volume Constraints** (Restrições de volume de dose), clique no seguinte:
   - ***VOI Name*** (Nome de VOI) = Ball (Esfera)
   - ***Dose (cGy)*** = `600`
   - ***VOI Name*** (Nome VOI) = [Ball] Shell 1 ([Esfera] 1)
   - ***Dose (cGy)*** = `240`
7. Na seção ***Dose Objective*** (Objetivo da dose), clique em **Add** (Adicionar) para adicionar um passo para otimizar a dose mínima:
   - ***VOI Name*** (Nome de VOI) = `Ball` (Esfera)
   - ***Objective*** (Objetivo) é ***Optimize Minimum Dose (OMI)*** (Otimizar dose mínima [OMI])
   - ***Goal Value*** (Valor da meta) = `480`.
8. Clique em **Update** (Atualizar) para mostrar o número total de pontos de amostra. Se o número for maior que 50.000, clique em **Show VOI Setup** (Mostrar Configuração de VOI) e modifique o ***Skip Factor*** (Fator de Omissão) para cada VOI usado na otimização até que o número de pontos de amostra seja menor que 50.000. Toda vez que você alterar um ***Skip Factor*** (Fator de omissão), deverá clicar novamente em **Update** (Atualizar) para ver o novo número total de pontos de amostra.
9. Clique no botão **Play** (Executar). Quando a otimização estiver concluída, analise seus resultados. Se você tiver um resultado aceitável, certifique-se de salvar o script usando o botão ***Save Script*** (Salvar script) no canto superior esquerdo do painel de controle.
10. Prescreva 420 cGy para a linha de isodose de 70% se estiver usando um filme tipo EBT.
11. Clique em **Beam Reduction** (Redução de Feixes). Remova todos os feixes com 5 MU ou menos. Clique em **Reduce** (Reduzir) e em **OK**.
12. Centralize cuidadosamente a dose sobre a esfera usando as etapas que se seguem: Vá para a tarefa **Utilities** (Utilidades) > etapa **Ball-cube Plan** (Plano do Ball-cube).

Tarefa Utilidades > etapa Plano do Ball-cube

1. Selecione `Ball` (Esfera) na lista suspensa ***Target VOI*** (VOI alvo).
2. Digite 70 para o valor ***Target Dose%*** (% da dose alvo).

   NOTA: Este é o valor percentual predefinido que o software de análise de filme E2E irá usar para avaliar a exatidão do alvo de seu Sistema CyberKnife.

3. Clique no botão **Center Dose** (Centralizar dose) para centralizar a nuvem de dose no alvo.

   Uma janela de mensagem exibindo `Success` (Êxito) é exibida. Você pode optar por refinar o centro com um cálculo de resolução alta.
4. Acesse a seção da tarefa **Evaluate** (Avaliar) > etapa **Review** (Revisar).

Tarefa Evaluate (Avaliar) > etapa Review (Revisar)

1. Execute um cálculo de dose de alta resolução. Prescreva 420 cGy para a linha de isodose de 70% se estiver usando um filme tipo EBT. Prescreva 2.100 cGy para a linha de isodose de 70% se estiver usando um filme MD.
2. Use a ferramenta de medição de imagem (ferramenta régua) na barra de ferramentas global para medir a distância da linha de isodose de 70% até o centro da esfera. Verifique se a distribuição de doses está simétrica e bem centralizada.
3. Certifique-se de que as linhas de isodose de 45% ou mais estão dentro do plano do filme.
4. Salve o plano como um **Deliverable Plan** (Plano administrável).
5. Imprima-o usando o ícone **Print Patient and Plan Information** (Imprimir informações do paciente e do plano) na barra de ferramentas global. Imprima os dados de feixe usados para os cálculos da dose.

Planos E2E para os modos de rastreamento de movimentação

Esta seção fornece detalhes sobre o planejamento de tratamento para os seguintes testes E2E com o Sistema *Accuray Precision*:

- “Plano E2E para o Sistema Synchrony” na página 4-46
- “Plano E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking” na página 4-46

Plano E2E para o Sistema Synchrony

Esta seção fornece informações sobre a geração de um plano de tratamento E2E para o Sistema Synchrony. Um plano de E2E do Synchrony é similar a um plano de E2E de rastreamento com marcas fiduciais. São seguidas as mesmas etapas para o sistema de rastreamento com marcas fiduciais descritas em “Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento estacionário” na página 4-52, com exceção da diferença a seguir:

- Na tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Machine** (Máquina), em ***Tracking Method*** (Método de rastreamento), escolha `Synchrony`.

Todas as outras etapas são as mesmas executadas para o sistema de rastreamento com marcas fiduciais.

Plano E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking

Esta seção fornece informações sobre a geração de um plano de tratamento E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking. Para obter instruções sobre a execução de uma varredura de CT do objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking, consulte “Execução de uma varredura de CT para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking” na página 4-73.

Tarefa Novo plano

1. Clique em **New Plan** (Novo plano).
2. Selecione na lista de pacientes, o objeto simulador de pulmão Xsight.
3. Clique em **Next** (Avançar).
4. Clique em **Select Exam** (Selecionar exame).
5. Clique em **Next** (Avançar).
6. Selecione sua máquina de tratamento.
7. Clique na área do tórax da silhueta e selecione `Sample 7-Xsight Lung Tracking` (Exemplo 7 – Xsight Lung Tracking).
8. Clique em **Next** (Avançar).
9. Clique em **[Use Template]** (Usar modelo).

Tarefa Contour (Contorno) > etapa Spine-Tracking (Rastreamento de coluna)

1. Na lista suspensa **Select VOI** (Selecionar VOI), selecione ***Spine (Tracking)*** (Coluna (Rastreamento)).
2. Posicione os cursores para que você consulte a coluna nas exibições sagital e coronal.
3. Avalie o volume de rastreamento da coluna na exibição axial. Modifique conforme necessário.
4. Vá para a etapa **Ball-cube**.

Tarefa Contorno > etapa Ball-cube

1. Percorra as fatias de TC até que o centro da esfera se torne visível na exibição axial.
2. Amplie a imagem da esfera.
3. Na parte esquerda da tela, selecione ***Tumor*** (Tumor) na lista suspensa VOI.
4. Com a ferramenta de nível da janela, ajuste a escala em tons de cinza para melhorar o contraste da esfera em relação ao pulmão.
5. Clique em Auto Detect (Detectar automaticamente).
6. Posicione o cursor 3D Magic Wand (Varinha mágica 3D) sobre a esfera e clique com o botão esquerdo do mouse. Verifique se o círculo vermelho está centralizado na esfera.
7. Vá para a tarefa **Contour** (Contorno) > **Manual**.

Tarefa Contorno > etapa Manual

1. Crie um VOI alvo chamado "InnerBall".
1. Selecione **VOI Operations** (Operações VOI).
2. Configure o seguinte:
   - Selecione **VOI A** como Tumor VOI (VOI do tumor).
   - Defina **Operator** (Operador) como Copy (Cópia).
   - Defina **Effect on Destination** (Efeito no destino) como Replace (Substituir).
   - Defina **Destination** (Destino) como InnerBall.
   - Configure **Grow** (Crescimento) como a VOI A.

   Selecione **Isotropic** (Isotrópico) e insira o valor de –5 mm. Esse passo criará a estrutura InnerBall com um raio 5 mm menor que a estrutura do Tumor.
3. Clique em **OK** para copiar e redimensionar a InnerBall VOI (VOI da InnerBall) do Tumor VOI (VOI do tumor)
4. Acesse a tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Machine** (Máquina).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Machine (Máquina)

1. Defina os parâmetros conforme listado a seguir:
   - Selecione a ***Treatment Machine*** (Máquina de Tratamento).
   - Selecione o ***Density Model*** (Modelo de Densidade).
   - ***Number of Fractions*** (Número de frações) = `1` e clique em **Set** (Definir).
   - Escolha o tipo de colimador desejado.
   - ***Treatment Anatomy*** (Anatomia do tratamento) = `body_iris-fixed`
   - ***Template Path Set*** (Conjunto de caminho modelo) = `Full_Path`
   - ***Tracking Method*** (Método de rastreamento) = `Xsight_Lung`
2. Acesse a tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **Align** (Alinhar).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa Align (Alinhar)

1. Ajuste os DRRs para que os corpos vertebrais se localizem logo acima da linha do centro do DRR posicionando o centro de alinhamento no topo da medula espinhal na exibição axial.
2. Clique no botão **Confirm** (Confirmar).
3. Acesse a tarefa **Setup** (Configurar) > etapa **DRR Review** (Revisão de DRR).

Tarefa Setup (Configurar) > etapa DRR Review (Revisão de DRR)

1. Selecione a estrutura Tumor (Tumor) como o VOI do ***Tracking Tumor*** (Rastreamento de tumor).

   NOTA: Certifique-se de selecionar a Tumor VOI como o Tumor de Rastreamento, porque é importante rastrear a esfera inteira e não a esfera interna (tamanho reduzido), InnerBall.

2. Quando ***Display Contour*** (Exibir contorno) for selecionada na seção ***Treatment CT Center*** (Centro da TC de tratamento) do painel de controle, a estrutura contornada será exibida.
3. Verifique se a esfera contornada é exibida no DRR.
4. Os cursores axiais nas vistas planares inferiores deverão estar centralizados na esfera.
5. Clique no botão **Apply** (Aplicar) no painel de controle.
6. Acesse a tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Settings** (Configurações).

Tarefa Plan (Plano) > etapa Settings (Configurações)

1. Selecione o modelo de densidade de CT apropriado para seu objeto simulador de CT.
2. Selecione ***Contour Correction*** (Correção de contorno).
3. Ajuste a Dose Calculation Grid (Grade de cálculo de dose) para abranger os filmes de Ball-cube com uma pequena margem.
4. Vá para a tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Isocentric** (Isocêntrico).

Tarefa Plano > etapa Isocêntrico

1. Verifique se os crosshairs estão centralizados dentro da esfera em todas as vistas.
2. Em **Isocenter** (Isocentro) no painel de controle, clique em **New** (Novo).
3. Amplie a região próxima ao encaixe de filme.
4. Selecione o colimador de 15 mm. Em ***All Isocenters*** (Todos os isocentros), selecione a caixa ***Conformal Weights*** (Pesos conformais).
5. Clique no botão **Apply** (Aplicar).

NOTA: É necessário criar os planos de E2E do rastreamento de pulmão Xsight e os planos de Planejamento 4D E2E com o colimador de 15 mm devido ao tamanho reduzido do filme. O diâmetro da esfera no encaixe de filme é de 1 pol. (2,54 cm) e deve ser usado para contornar o volume do tumor do objeto simulador e usado como alvo de rastreamento. No entanto, o contorno da isodose que será usada para a análise do filme deve ser menor do que 1 pol. (2,54 cm) para garantir que esteja dentro dos limites físicos do filme.

A nomenclatura do tamanho do campo de um colimador para o Sistema CyberKnife se baseia em uma distância Source-Axis (Fonte-eixo) de 800 mm do feixe do LINAC. A distância para tratamentos de pulmão é de aproximadamente 950 mm. Portanto, o tamanho do feixe à distância do encaixe de filme do Sistema Xsight Lung Tracking será maior do que 15 mm.

Tarefa Plano > etapa Sequencial

1. Vá para a tarefa **Plan** (Plano) > etapa **Sequential** (Sequencial).

   NOTA: Isto abrirá uma caixa de diálogo contendo a seguinte mensagem: "This plan contains isocentric conformal beams. They will be included in the optimization. If you select additional collimators on this step, new beams will be generated in addition to the isocentric beams previously created." (Este plano contém feixes isocêntricos conformais. Eles serão incluídos na otimização. Caso selecione colimadores adicionais nesta etapa, novos feixes serão gerados além dos feixes isocêntricos criados previamente.)

2. Clique em **OK** para fechar a janela de mensagem.
3. Na seção ***Script*** do painel de controle, clique em **MU Limits** (Limites de UM). Digite o seguinte:
   - ***Total MU*** (UM total) = `5.000`
   - ***Max MU per Beam*** (UM máx. por feixe) = `10`
   - ***Max. MU per Node*** (UM máx. por nó) = `10`

   Em seguida, clique em **OK**.
4. Clique em **Auto-shells**. Adicione um auto-shell da seguinte forma:
   - Clique em **Add** (Adicionar).
   - ***Source*** (Origem) = `InnerBall`.
   - ***Auto-shell Name*** (Nome do auto-shell) = `[InnerBall] Shell 1` ([InnerBall] shell 1)
   - Selecione a caixa ***Symmetric*** (Simétrico). Determine 3 mm para o shell.

   Em seguida, clique em **OK**.
5. Clique em **Constraints and Steps** (Restrições e etapas).
6. Na seção de ***Dose Constraints*** (Restrições de dose) clique no seguinte:
   - ***VOI Name*** (Nome VOI) = `InnerBall`
   - ***Dose (cGy)*** = `600`
   - ***VOI Name*** (Nome VOI) = `[InnerBall] Shell 1` ([InnerEsfera] shell 1)
   - ***Dose (cGy)*** = `240`
7. Na seção de ***Dose Objective*** (Objetivos de dose) selecione o seguinte:
   - ***VOI Name*** (Nome VOI) = `InnerBall`
   - ***Objective*** (Objetivo) é ***Optimize Minimum Dose (OMI)*** (Otimizar dose mínima (OMI).
   - ***Goal Value*** (Valor da meta) = `480`.

8. Clique em **Update** (Atualizar) para mostrar o número total de pontos de amostra. Se o número for maior que 50.000, clique em **Show VOI Setup** (Mostrar Configuração de VOI) e modifique o ***Skip Factor*** (Fator de Omissão) para cada VOI usado na otimização até que o número de pontos de amostra seja menor que 50.000. Toda vez que você alterar um ***Skip Factor*** (Fator de omissão), deverá clicar novamente em **Update** (Atualizar) para ver o novo número total de pontos de amostra.
9. Clique em **OK** para fechar a janela.
10. Clique no botão **Play** (Executar). Se você tiver um resultado aceitável, certifique-se de salvar o script usando o botão **Save Script** (Salvar script) no canto superior esquerdo do painel de controle.
11. Se estiver usando o filme tipo EBT, prescreva 420 cGy à linha de isodose de 70%.
12. Clique com o botão esquerdo do mouse na lista de isodose e edite os valores. Altere 100% para 98% e 40% para 45%. Desative todos os valores, exceto 98, 90, 70, 45 e 20.
13. Clique em **Beam Reduction** (Redução de Feixes). Remova todos os feixes com 5 MU ou menos. Clique em **Reduce** (Reduzir) e em **OK**.
14. Vá para a tarefa **Utilities** (Utilidades) > etapa **Ball-cube Plan** (Plano do Ball-cube).

Tarefa Utilidades > etapa Plano do Ball-cube

1. Selecione ***Tumor*** na lista suspensa ***Target VOI*** (VOI alvo).
2. Digite 70 para o valor ***Target Dose %*** (% da dose alvo).

   NOTA: Este é o valor percentual predefinido que o software de análise de filme E2E irá usar para avaliar a exatidão do alvo de seu Sistema CyberKnife.

3. Clique no botão **Center Dose** (Centralizar dose) para centralizar a nuvem de dose no alvo.
4. Uma janela de mensagem exibindo Success (Êxito) é exibida. Você pode optar por refinar o centro com um cálculo de resolução alta. No entanto, também precisará calcular novamente com **High Resolution** (Alta resolução) na etapa **Finetune** (Ajuste fino) para salvar o plano como aplicável.
5. Acesse a seção da tarefa **Evaluate** (Avaliar) > etapa **Review** (Revisar).

Tarefa Evaluate (Avaliar) > etapa Review (Revisar)

1. Execute o cálculo de alta resolução.
2. Se estiver usando o filme tipo EBT, prescreva 420 cGy à linha de isodose de 70%. Prescreva 2.100 cGy para a linha de isodose de 70% se estiver usando um filme MD.
3. Use a ferramenta de medição de imagem (ferramenta régua) na barra de ferramentas global para medir a distância da linha de isodose de 70% até o centro da esfera. Verifique se a distribuição de doses está simétrica e bem centralizada.
4. Certifique-se de que as linhas de isodose de 45% ou mais estão dentro do plano do filme.
5. Salve o plano de tratamento como administrável.
6. Feche a seção de planejamento para iniciar a geração de DDR.

Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento estacionário

Os modos de rastreamento estacionário incluem o sistema de rastreamento craniano 6D, o sistema de rastreamento de marcas fiduciais e o Sistema Xsight Spine Tracking. Muitas das etapas são similares para todos os modos de rastreamento. As diferenças são mostradas abaixo, conforme necessário.

▶ **Para efetuar a liberação de dose de E2E para um modo de rastreamento estacionário:**

1. Marque o filme a ser colocado no Ball-cube. Um filme deve ser identificado com "A" (Anterior) e "S" (Superior). O outro deve ser identificado com “S" (Superior) e "L" (Esquerdo).
2. Insira o filme no Ball-cube e verifique se a orientação está correta (consulte “Uso do Ball-cube original” na página 4-35). Tome cuidado para alinhar as margens Superior, Anterior e Esquerda do filme exatamente ao longo das bordas do cubo. Os usuários do Ball-cube II devem alinhar o filme nos pinos de alinhamento.

   NOTA: Os usuários do Ball-cube II não precisam alinhar as margens do filme, porque os pinos de alinhamento e os orifícios associados do filme controlam o alinhamento dos filmes.

3. Posicione o Ball-cube no objeto simulador de cabeça e pescoço. Certifique-se de orientar corretamente o Ball-cube.

   A orientação do Ball-cube, quando carregado no objeto simulador para a administração da dose, deverá corresponder à sua orientação durante a varredura de TC. A Figura 34 mostra o Ball-cube dentro do objeto simulador.

   - Para testar o sistema de rastreamento craniano 6D e o sistema de rastreamento com marcas fiduciais, a Figura 34 mostra o local do slot do Ball-cube no objeto simulador de cabeça e pescoço. Os lados “S” (Superior) e “L” (Esquerdo) do Ball-cube devem ser orientados da forma mostrada.
   - Para testar o Sistema Xsight Spine Tracking, a Figura 35 mostra o local do slot do Mini Ball-cube no objeto simulador de cabeça e pescoço.

Figura 34 Objeto simulador de cabeça e pescoço com o Ball-cube padrão inserido no slot

Figura 35 Objeto simulador de cabeça e pescoço com slot para o mini Ball-cube

4. Coloque o objeto simulador de cabeça e pescoço sobre o tampo da mesa de tratamento (padrão ou o Sistema RoboCouch opcional) na mesma orientação usada para a varredura de CT. O objeto simulador deve ser colocado na extremidade Superior da mesa de tratamento para o modo de rastreamento craniano 6D. O objeto simulador deve ser colocado no meio da mesa de tratamento para os modos de rastreamento de corpo (modo de rastreamento fiducial, o Sistema Xsight Spine Tracking e o Sistema Synchrony).
5. No computador de liberação do tratamento, libere o tratamento E2E ao objeto simulador de cabeça e pescoço que contém o Ball-cube.
6. Quando o tratamento for concluído, remova o Ball-cube do objeto simulador.

   Quando você desmontar o Ball-cube, avalie a posição dele no objeto simulador e posicione o filme no Ball-cube. Verifique a orientação correta do Ball-cube e se o filme está identificado corretamente.
7. Para efetuar a análise digital, consulte “Análise do filme para testes E2E” na página 4-79 para obter informações sobre o procedimento a ser seguido para a análise automática do filme de teste do Ball-cube.

Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento de movimentação

Os modos de rastreamento de movimentação incluem o Sistema Synchrony e o Sistema Xsight Lung Tracking. O teste E2E do Sistema Synchrony usa a ferramenta de GQ Synchrony para o rastreamento de movimentação. O teste E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking usa o objeto simulador de movimentação opcional. O objeto simulador de movimentação não é fornecido com o Sistema CyberKnife. Ela está disponível para compra do seu fornecedor CIRS. Para obter informações, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Teste E2E para o Sistema Synchrony” na página 4-55
- “Teste E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking” na página 4-64

Teste E2E para o Sistema Synchrony

Esta seção descreve o teste E2E do Sistema Synchrony. Ela também descreve os procedimentos para uso da ferramenta de GQ Synchrony para o rastreamento de movimentação.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Visão geral” na página 4-55
- “Controles da ferramenta de GQ Synchrony” na página 4-56
- “Carregamento da ferramenta de GQ Synchrony” na página 4-57
- “Execução de uma varredura de CT para o teste E2E do Synchrony” na página 4-57
- “Geração de um plano de tratamento E2E Synchrony” na página 4-58
- “Liberação do plano de tratamento E2E Synchrony” na página 4-59
- “Manutenção da ferramenta de GQ Synchrony” na página 4-62

Visão geral

A ferramenta de GQ Synchrony para o rastreamento de movimentação (também conhecido como mesa de movimentação do Synchrony) é usada para verificar a operação correta do rastreamento do Synchrony em uma clínica. Essa verificação é executada comparando a precisão do alvo e os perfis de dose dos testes E2E estático e de movimentação. No teste E2E, a precisão do posicionamento e a forma de distribuição da radiação serão medidas.

O equipamento e os materiais a seguir são usados durante o teste E2E:

- Ball-cube original ou o Ball-cube II.
- Domo de 12 cm de diâmetro que se encaixe sobre o Ball-cube.
- Ferramenta de GQ Synchrony para rastreamento de movimentação.
- Caixa de filmes tipo EBT contendo 20 folhas pré-marcadas de 2,5 pol. x 2,5 pol. (6,35 cm x 6,35 cm).

- Scanner de filme.
- O software de análise de filme de teste E2E fornecido pela Accuray.
- O software de análise de filme NIH ImageJ ou outro aplicativo capaz de analisar filmes e ler arquivos RT/DICOM. Para obter mais informações sobre o software de análise de filme ImageJ, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”.

Com a ferramenta de GQ Synchrony, são executados dois testes E2E.

Os testes E2E sugeridos são:

- Estático, sem movimentação (ideal) da ferramenta de GQ Synchrony.
- Movimentação total, com uma mudança de fase de 10º entre o movimento do tórax Anterior/Posterior e do tumor Superior/Inferior.

Controles da ferramenta de GQ Synchrony

A Figura 36 mostra o local dos controles da ferramenta de GQ Synchrony no painel frontal.

Figura 36 Controles no painel frontal da ferramenta de GQ Synchrony

- (1) Chave deslizante de seleção da bateria: usada para selecionar qual das duas baterias executará o dispositivo. Na Figura 36, **BAT 1** (Bateria 1) está selecionada para alimentar o dispositivo. A entrada CC da outra bateria **BAT 2** (Bateria 2) está disponível para carregar o dispositivo usando o adaptador CA.
- (2) Chave liga/desliga: chave de alternância verde usada para ligar a ferramenta de GQ Synchrony.
- (3) Controle de velocidade: usado para ajustar a velocidade da ferramenta de GQ Synchrony.
- (4) Tomadas de VCC: uma em cada lado da chave deslizante (1). Usadas para conectar o adaptador CA para o carregamento da bateria.
- (5) Suporte de fusível: contém o fusível do motor.

Carregamento da ferramenta de GQ Synchrony

Carregue pelo menos 1 bateria na ferramenta de GQ Synchrony usando o carregador fornecido. Use a chave deslizante no painel frontal da ferramenta de GQ Synchrony para selecionar a bateria a ser carregada (consulte a Figura 36). Quando uma bateria é escolhida para carregamento, a outra é automaticamente usada para acionar a mesa de movimentação. Assim sendo, a unidade pode ser carregada e operada simultaneamente.

NOTA: Não sobrecarregue as baterias. Desconecte a alimentação elétrica após carregar por 24 horas. A sobrecarga reduzirá significativamente a vida útil das baterias.

Execução de uma varredura de CT para o teste E2E do Synchrony

Capture um estudo de imagem de CT do Ball-cube padrão dentro do domo de 12 cm:

1. Carregue o Ball-cube com o filme.
2. Insira o Ball-cube no domo (consulte a Figura 37).

Figura 37 Inserção do Ball-cube no domo

3. Para posicionar o Ball-cube para a varredura de TC, posicione-o (com o domo para cima) de forma que ele esteja na orientação anatômica correta (a parte anterior voltada para cima). O Ball-cube deve ficar paralelo ao eixo da linha de centro do tampo da mesa de TC e plano sobre a mesa.

   NOTA: Não é necessário incluir toda a ferramenta de GQ Synchrony na varredura de TC. Basta incluir o Ball-cube inserido no domo.

4. Para a varredura de TC, use fatias finas e 120 kVp. Se usar um scanner multifatia, utilize a rotação mínima.

Geração de um plano de tratamento E2E Synchrony

1. Gere um plano de tratamento E2E para o rastreamento com marcas fiduciais com o Sistema Synchrony seguindo procedimentos padrão da Accuray. Esse plano será copiado e repetido para todas as medidas nesse protocolo.

   Para obter detalhes sobre o planejamento do tratamento E2E para o modo de rastreamento com marcas fiduciais com o Sistema Synchrony, consulte “Liberação de dose de E2E para modos de rastreamento estacionário” na página 4-52 e “Plano E2E para o Sistema Synchrony” na página 4-46.

2. Exporte o formato de dose DICOM RT do Sistema *Accuray Precision* usando o ícone **Export DICOM Data** (Exportar dados DICOM) na barra de ferramentas global.

3. Usando um aplicativo de terceiros, como o ImageJ ou FimQA, crie um perfil através do centro do alvo em cada direção. Os perfis serão sobrepostos com os resultados do filme produzidos posteriormente, para fazer a comparação (consulte a Figura 38).

Figura 38 Distribuição de dose planejada no teste E2E com o Ball-cube Synchrony

Liberação do plano de tratamento E2E Synchrony

Libere o plano de tratamento ao Ball-cube, conforme descrito a seguir. Primeiro, libere-o sem movimentação, para estabelecer a precisão do alvo esperada. Em seguida, aplique-o com movimentação total da ferramenta de GQ Synchrony.

1. Instale o Ball-cube com o filme (consulte “Uso do Ball-cube em testes E2E” na página 4-34).
2. Na fase **Synchrony**, desative o rastreamento respiratório Synchrony selecionando a caixa **Skip Synchrony** (Omitir Synchrony) (consulte a Figura 39).

Caixa de seleção Skip Synchrony (Omitir Synchrony)

Figura 39 Fase Synchrony (tela esquerda) para o modo de rastreamento fiducial com o modo de rastreamento respiratório Synchrony desativado

3. Administre seu plano de teste E2E com rastreamento com marcas fiduciais ao Ball-cube sem movimentação do alvo.
4. Instale a ferramenta de GQ Synchrony e o the Ball-cube (dentro do domo) na mesa de tratamento (consulte a Figura 40).
   - Use pelo menos 2 marcadores de rastreamento LED com a movimentação Anterior/Posterior máxima.
   - Eleve o alvo pelo menos 3 in (7,6 cm) para facilitar a extração das marcas fiduciais. Para tal, use um bloco de poliestireno de 5 cm (por exemplo, como mostrado na Figura 40) para elevar o Ball-cube (dentro do domo) a fim de minimizar a interferência de imagem das marcas fiduciais nos componentes da ferramenta de GQ do Synchrony. A orientação do Ball-cube para a liberação do tratamento deve corresponder à orientação usada na varredura de TC.

Figura 40 Instalação da ferramenta de GQ Synchrony com o the Ball-cube dentro do domo, na mesa de tratamento

5. Para obter uma movimentação linear simples, verifique se a mudança de fase da ferramenta de GQ Synchrony está configurada para zero grau (0°).

   Se necessário, afrouxe os 2 parafusos (consulte a Figura 41) e alinhe o came da seguinte forma A marca 0° deve estar alinhada com a linha indicadora no eixo do motor. Aperte os parafusos. Verifique se o came está alinhado a 10° ou menos.

Figura 41 Exemplo de came alinhado na posição de 30°

6. Durante a configuração para liberação de um plano de GQ Synchrony, posicione o centro do intervalo da movimentação da ferramenta de GQ Synchrony cerca de 5 mm fora do centro da máquina ao longo de cada eixo na estrutura de coordenadas do robô (direções Superior/Inferior, Esquerda/Direita e Anterior/Posterior). O uso dessa posição fora do centro demonstra que o robô de tratamento pode corrigir o movimento que está fora do centro da máquina.
7. Execute uma etapa de alinhamento antes de iniciar a liberação da dose de E2E. Capture imagens para corresponder às imagens de DRR do plano usando os parâmetros de imagens de raios X a seguir: ***kV*** = 110 kVp, ***mA*** = 100 mA; ***mS*** = 50 milissegundos.

   NOTA: Para o Sistema Synchrony, selecione tempos de exposição de 75 milissegundos ou menos.

8. Verifique com um marcador de segundos ou um cronômetro se o controle de velocidade variável do motor produz uma frequência de movimento entre 15 e 16 ciclos por minuto. Se necessário, ajuste a velocidade usando o controle à direita da chave de alternância verde (consulte a Figura 36).
9. Libere o plano de teste E2E ao Ball-cube com a ferramenta de GQ Synchrony em movimento.
10. Remova o filme do Ball-cube para efetuar a análise.

AVISO: Se a mudança de fase exceder 10°, isto poderá resultar em um movimento ou vibração excessiva do robô de tratamento.

11. Para obter informações sobre a análise de filmes do teste E2E Synchrony, consulte “Análise do filme para o teste E2E Synchrony (opcional)” na página 4-87.

Manutenção da ferramenta de GQ Synchrony

Esta seção fornece informações sobre a manutenção da ferramenta de GQ Synchrony. Aborda os seguintes tópicos:

- “Peças de reposição” na página 4-62
- “Substituição de fusíveis” na página 4-62
- “Carregamento, substituição e descarte das baterias” na página 4-62
- “Limpeza da ferramenta de GQ Synchrony” na página 4-63

Peças de reposição

Fusíveis, faixas de tração, baterias e adaptadores de carregamento de baterias de reposição estão disponíveis na Accuray. Para obter informações sobre peças de reposição, entre em contato com o Atendimento ao cliente Accuray.

Substituição de fusíveis

Substitua o fusível somente por um T1AL250V de 5 mm x 20 mm.

AVISO: O uso de fusíveis não aprovados pela Accuray pode resultar em danos à ferramenta de GQ Synchrony.

Carregamento, substituição e descarte das baterias

▶ **Para carregar as baterias:**

Quando não é possível obter a velocidade de movimento desejada da ferramenta de GQ Synchrony, troque a bateria pela não usada (carregada) e carregue a bateria descarregada da seguinte forma.

1. Conecte o adaptador CA fornecido com a unidade na tomada VCC exposta.
2. Instale o adaptador na parede. A bateria estará carregada em 3 a 4 horas. Para obter a máxima duração da bateria, não deixe o adaptador conectado à unidade após a conclusão do carregamento. Se desejar, a ferramenta de GQ Synchrony pode ser executada com a outra bateria não utilizada durante a operação de carregamento.

Os adaptadores de carregamento de bateria a seguir são usados com a unidade:

- GlobTek Inc. Modelo GT-341-12-500D para 120 VAC, 60 Hz (América do Norte)
- GlobTek Inc. Modelo GT-3T41-12-500D-3 para 230 VAC 50 Hz (Europa).

▶ **Para substituir as baterias:**

Quando a unidade não puder mais executar a mesa de movimentação de GQ Synchrony pelo tempo desejado depois de recarregada, será necessário substituir a(s) bateria(s). Após o recebimento das baterias de reposição, elas poderão ser instaladas da seguinte forma.

1. Remova os 10 parafusos de náilon que fixam a tampa na base.
2. Remova as baterias antigas desconectando os fios do conector embutido e puxando as baterias de suas instalações de velcro.
3. Instale as novas baterias pressionando-as no local e conectando os fios.
4. Reinstale a tampa e prenda-a com os parafusos.

▶ **Para descartar as baterias:**

- NÃO descarte as baterias antigas no lixo comum. Essas baterias NiCd devem ser levadas a locais apropriados para o correto descarte ou tratadas conforme as leis estaduais ou locais de tratamento de lixo.

Limpeza da ferramenta de GQ Synchrony

É recomendável que a limpeza periódica da ferramenta de GQ Synchrony seja feita usando um pano macio umedecido com uma solução de detergente suave ou álcool.

NOTA: O uso de desinfetantes muito fortes como o Cidex poderá descolorir o aparelho.

Teste E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking

O objeto simulador de movimentação opcional permite a demonstração da precisão do alvo do Sistema Xsight Lung Tracking com o Sistema CyberKnife.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Principais componentes do objeto simulador de movimentação” na página 4-64
- “Uso do controlador de movimentação” na página 4-67
- “Configuração do teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight” na página 4-69
- “Execução de uma varredura de CT para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking” na página 4-73
- “Liberação do tratamento para o teste E2E do Xsight Lung Tracking” na página 4-75

O objeto simulador de movimentação foi desenvolvido para funcionar em conjunto com o Sistema Synchrony. Essa imagem não é fornecida com o Sistema CyberKnife. Ela está disponível para compra do seu fornecedor CIRS. Para obter informações, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”. Para obter uma lista de todos os componentes incluídos no objeto simulador, consulte a documentação do fornecedor.

NOTA: O pessoal de assistência técnica da Accuray usa os resultados do teste E2E do modo de rastreamento craniano 6D, do modo de rastreamento fiducial e do Sistema Xsight Spine Tracking para definir o valor DeltaMan. O Sistema Xsight Lung Tracking não é usado para definir o valor DeltaMan.

Para obter mais informações sobre o Sistema Xsight Lung Tracking, consulte o *Manual de planejamento do tratamento* e o *Manual de aplicação do tratamento*.

Principais componentes do objeto simulador de movimentação

O objeto simulador de movimentação opcional simula o movimento respiratório de um torso humano e fornece a capacidade de teste baseado em um filme radiocrômico em locais dentro da imagem que correspondem a um tumor de pulmão normal e a uma estrutura crítica em um paciente. Os componentes do objeto simulador de movimento são similares aos do objeto simulador de movimento de torso padrão da CIRS, Inc., mas foram projetados especialmente para uso com a opção do Sistema Xsight Lung Tracking no Sistema CyberKnife. A Figura 42 mostra o objeto simulador de movimento instalado no tórax do Xsight Lung Tracking.

Figura 42 Objeto simulador de movimentação instalada no tórax de rastreamento de pulmão Xsight

Para obter instruções sobre a retirada da imagem de simulação de movimentação da embalagem e a instalação do atuador de movimentação com a caixa do controlador de movimentação, consulte a documentação do fornecedor.

Os principais componentes do objeto simulador de movimentação incluem os seguintes:

- Caixa do controlador de movimentação
- Atuador de movimentação
- Plataforma de LEDs
- Corpo do tórax
- Hastes móveis
- Encaixe de filme para dosimetria (inserido na haste móvel)

A caixa controladora de movimento fornece a opção de escolha entre 16 perfis de movimento e controla o acionador de movimento. A Figura 43 na página 4-66 mostra como os LEDs marcadores de rastreamento Synchrony estão anexados à plataforma de LEDs. A plataforma de LEDs se move para cima e para baixo para simular a movimentação anteroposterior do tórax. A Figura 44 mostra o corpo do tórax e o encaixe do filme para a execução dos testes E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking.

Figura 43 Plataforma de LED com LED do marcador de rastreamento Synchrony

Figura 44 Corpo do tórax do Sistema Xsight Lung Tracking (acima à esquerda), haste móvel (acima à direita) e o encaixe de filme (abaixo)

A haste móvel pode efetuar um movimento de translação para dentro e para fora, para simular o movimento Superior-Anterior e girar em torno do eixo central da haste para simular o movimento lateral. As medições de dosimetria e de exatidão do alvo do feixe são possíveis usando o encaixe de filme enquanto a movimentação está ativada, para que um usuário possa executar o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking no Sistema CyberKnife.

Uso do controlador de movimentação

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Operação do controlador de movimentação” na página 4-67
- “Substituição de fusíveis” na página 4-68

Operação do controlador de movimentação

Somente o controle mínimo do operador é necessário para ativar o objeto simulador de movimentação do controle de movimentação do Sistema Xsight Lung Tracking ou da 4D Planning. Há 4 chaves binárias ao longo da lateral do controlador de movimentação (consulte a Figura 45). Ajuste as chaves corretamente para o objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking ou da 4D Planning.

Figura 45 Controlador de movimentação

▶ **Para usar o controlador de movimentação:**

1. Ligue o controlador de movimentação.
2. Deixe a chave de controle na configuração **LOCAL**.
3. Pressione uma vez a chave **START** (Iniciar).

   O atuador de movimentação executa um ciclo inicial.
4. Quando o movimento parar, pressione a chave **START** (Iniciar) novamente.

   O atuador se moverá para a sua posição inicial. A posição inicial também é o ponto médio do intervalo completo de movimento do atuador.
5. Quando o movimento parar, pressione a chave **START** (Iniciar) pela terceira vez.
6. O sistema começará a executar o movimento pré-programado selecionado. O objeto simulador está pronto para liberar o feixe de tratamento.

Substituição de fusíveis

Se o controlador de movimentação não funcionar conforme indicado pela luz verde na chave, verifique o fio e a fonte. Se as conexões estiverem boas, verifique os fusíveis na parte traseira da caixa de controle (consulte a Figura 46.)

Figura 46 Substituição de fusíveis

▶ **Para substituir um fusível:**

1. Desconecte a unidade.
2. Com uma chave de fenda de ponta plana, tente abrir a bandeja de fusíveis.
3. Deslize a bandeja para fora e dobre a gaveta de fusíveis para baixo.
4. Remova e substitua os fusíveis por fusíveis de 2 Amp, F de ação rápida de 5 x 20 mm.

AVISO: O uso de fusíveis não aprovados pela Accuray pode resultar em danos à unidade.

5. Feche a bandeja de fusíveis e continue.

Configuração do teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight

Esta seção descreve os procedimentos de configuração do objeto simulador de movimentação para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking. O equipamento e os materiais a seguir são usados:

- Objeto simulador de movimentação opcional com os componentes do Sistema Xsight Lung Tracking
- Encaixe de filme de baixa densidade
- Filme radiocrômico
- Controlador de movimentação
- Atuador de movimentação
- LEDs do marcador de rastreamento Synchrony

▶ **Para efetuar a configuração para a liberação de dose E2E do rastreamento de pulmão Xsight:**

NOTA: Para efetuar a configuração a fim de capturar uma varredura de CT do objeto simulador, coloque o filme no encaixe conforme descrito a seguir. Para a varredura de TC, a haste móvel também deverá estar posicionada e orientada na posição inicial descrita a seguir. Para a varredura de TC, não é necessário conectar os marcadores de LED à plataforma nem conectar a caixa de controle de movimentação ao atuador.

1. Coloque 2 filmes cruzados no encaixe de filme de baixa densidade mostrado na Figura 47.

Figura 47 Encaixe de filme de baixa densidade

NOTA: É importante alinhar corretamente os filmes com as bordas retas do cubo, para minimizar a variação nos resultados do teste.

Alinhe os filmes de forma precisa da seguinte maneira:

- Instale os filmes no encaixe.
- Pressione cada lado do encaixe contra uma superfície plana e firme, para que as margens do filme fiquem niveladas com os lados do cubo. Se o filme ficar preso, empurre-o do lado oposto usando um pedaço de papel duro, por exemplo, um cartão de visita. As margens importantes do filme são a Anterior, Superior e Esquerda.
- Para verificar se os filmes estão alinhados com as bordas do encaixe montado, observe as margens de referência de um ângulo de 45° em relação à superfície do encaixe.
- A margem do filme não exposto deve aparecer como uma linha preta.
- Se o filme estiver abaixo da superfície, a linha não estará visível. Se o filme se projetar em excesso, você poderá ver isso e senti-lo com os dedos.

2. Insira o encaixe do filme na cavidade, na haste móvel (consulte a Figura 48). Verifique se o encaixe está no sentido adequado dentro do objeto simulador.

Figura 48 Haste móvel do Sistema Xsight Lung Tracking com e sem o encaixe de filme

3. Conecte o corpo do tórax do Sistema Xsight Lung Tracking e a haste móvel ao atuador, mostrado na Figura 49. Verifique se a parte branca da haste está nivelada com o atuador, conforme mostrado.

Figura 49 Corpo do Sistema Xsight Lung Tracking separado (esquerda) e conectado (direita)

4. Alinhe o objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking na mesa de tratamento como se fosse um paciente real, usando o recurso de alinhamento do Xsight Spine Tracking da interface de usuário do Sistema Xsight Lung Tracking do Sistema CyberKnife. Para obter mais informações sobre o alinhamento do paciente usando Sistema Xsight Spine Tracking, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.
5. Instale os marcadores de LED na plataforma (consulte a Figura 52.)
6. Conecte a caixa de controle de movimentação ao atuador de movimentação usando o cabo DB15 fornecido.
7. Use o botão **START** (Iniciar) para mover o atuador de movimentação para a sua posição inicial, conforme explicado anteriormente.
8. Insira a haste móvel no tórax e oriente o cassete de filme, (consulte a Figura 50).
9. Conecte a haste móvel ao atuador de movimentação apertando os parafusos do atuador de movimentação.

   É aceitável se a haste móvel não deslizar totalmente para dentro da extremidade de recepção do atuador de movimentação. No entanto, é importante obter um posicionamento e um alinhamento consistentes da haste móvel com o atuador sempre que usá-la em procedimentos de GQ.

   Para facilitar o retorno da haste móvel para a sua posição inicial sempre que ela for desconectada do atuador, você pode marcar a haste e o tórax com um lápis ou uma caneta de ponta fina, de tinta permanente.

Figura 50 Orientação do encaixe de filme para o objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking com o atuador de movimentação na posição inicial

Figura 51 Configuração do objeto simulador com marcadores de LED na mesa de tratamento

Figura 52 Configuração do objeto simulador com o controlador de movimentação na mesa de tratamento

Execução de uma varredura de CT para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking

É essencial configurar o Sistema Xsight Lung Tracking e suas hastes de encaixe exatamente da mesma forma para a varredura de CT e a aplicação do tratamento. Durante a varredura de CT, a haste ficará parada. A posição estática da esfera alvo deve ficar em algum ponto ao longo do percurso normal. Ele deve estar no ponto inicial ou no centro do movimento. A posição Head First Supine (HFS) (Posição Supina e a cabeça primeiro) do objeto simulador na mesa de tratamento é mostrada na Figura 42 na página 4-65. Verifique se os lados superior e inferior do objeto simulador estão fora do campo de visão da TC, conforme mostrado na Figura 53. Isso significa que a TC do objeto simulador se estenderá até as margens superior e inferior do campo de TC da visão exatamente como um torso de um paciente real. Use os lasers do scanner de TC e um nível para garantir que o objeto simulador esteja o mais reto possível em relação aos eixos do scanner de TC. Se o scanner de TC tiver uma mesa do paciente curva, você não precisará usar um encaixe de mesa nem improvisar uma superfície reta sobre a qual apoiar a placa base do objeto simulador.

Figura 53 Limites superior e inferior da varredura de TC para o tórax do objeto simulador

Para criar um plano, o usuário obterá uma varredura de TC do objeto simulador do rastreamento de pulmão Xsight (com a movimentação desativada) com o encaixe de filme instalado com o filme. Para minimizar o erro de medição devido à localização, use uma espessura de 1,5 mm ou menor de fatia e fatias axiais sequenciais. Ocasionalmente, as varreduras de CT helicoidais podem não apresentar a precisão suficiente para funcionar de maneira satisfatória com o Sistema CyberKnife, que pode liberar feixes com uma precisão submilimétrica.

NOTA: Siga o procedimento adequado da Accuray para varreduras de CT.

Importe as imagens de CT para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. Se for usado um scanner multifatia, verifique se é de 120 kVp e se a rotação mínima está definida.

Depois de capturar as imagens de CT do objeto simulador e importá-las para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*, o usuário carregará os dados de CT no Sistema *Accuray Precision*. A Figura 54 na página 4-75 mostra imagens de CT de um objeto simulador carregadas para o Sistema *Accuray Precision*. Gere um plano de tratamento para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking, conforme descrito em “Plano E2E para o Sistema Xsight Lung Tracking” na página 4-46.

Figura 54 Exibição 3D e planar do objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking

Liberação do tratamento para o teste E2E do Xsight Lung Tracking

Esta seção descreve o procedimento de liberação do tratamento para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking. Depois de configurar o objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking na mesa de tratamento, primeiro, você a alinhará usando o Sistema Xsight Spine Tracking. Em seguida, usará a opção Sistema Xsight Lung Tracking para alinhar o tumor e o Sistema Synchrony para rastrear o tumor durante o tratamento.

NOTA: As correções rotacionais não são aplicadas durante a liberação do tratamento usando o Sistema Xsight Lung Tracking.

As Figura 55 a Figura 56 mostram exemplos da tela de **Alignment > Align** (Alinhamento > Alinhar) e das telas da fase **Synchrony** durante o teste E2E do Xsight Lung Tracking. Para obter informações sobre a aplicação de tratamento do Xsight Lung Tracking, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

NOTA: A captura de imagens de raio-X em tempo real do objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking pode resultar em resultados “falso-positivos” e valores de ***Offset*** (Deslocamento) imprecisos devido à uniformidade do alvo no objeto simulador. (Um resultado falso positivo ocorre quando a correlação da imagem é feita sem gerar um erro, embora o alvo não seja identificado corretamente pelo algoritmo de rastreamento.) Certifique-se de verificar se o alinhamento do objeto simulador do Sistema Xsight Lung Tracking está correto nas imagens.

Figura 55 Fase de Alignment > Align (Alinhamento > Alinhar) de uma administração do tratamento do Xsight Lung Tracking

As seleções de parâmetros a seguir, na tela da fase **Synchrony**, deverão ser usadas para o teste E2E do Xsight Lung Tracking:

- Caixa de seleção **Preferred Projection (ON)** (Projeção preferida (LIGADA)): Quando essa opção está selecionada, o algoritmo do Xsight Lung Tracking usa o resultado de uma projeção de preferência, para auxiliar no rastreamento da projeção secundária. Essa opção é útil em casos em que o valor do alvo dxAB é alto. Quando a caixa **Preferred Projection (ON)** (Projeção preferida (LIGADA)) está selecionada para o teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight, é recomendável incluir o tumor no intervalo de rastreamento na inspeção visual. O modo de exibição Offset (Deslocamento) pode ser usado juntamente com a caixa **Preferred Projection (ON)** (Projeção preferida (LIGADO)) para criar um modelo Synchrony.

Figura 56 Fase Synchrony (tela esquerda) de uma administração do tratamento do Xsight Lung Tracking

Para obter informações sobre análise de filmes para o teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight, consulte “Análise do filme para o teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight” na página 4-89.

Análise do filme

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Análise do filme de ponta-a-ponta” na página 4-78
- “Análise do filme para testes E2E” na página 4-79
- “Análise do filme para o teste E2E Synchrony (opcional)” na página 4-87
- “Análise do filme para o teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight” na página 4-89

Análise do filme de ponta-a-ponta

Cada fase do teste de ponta a ponta, incluindo o planejamento do tratamento, liberação de tratamento e análise de filmes, pode ser realizada usando o Ball-cube II, o objeto simulador de cabeça Accuray e o software de análise de filmes de teste de ponta a ponta da Accuray.

Figura 57 na página 4-79 mostra os filmes do Ball-cube II analisados usando o software padrão de análise de filmes da Accuray (Accuray End-to-End (E2E) Film Analysis versão 4.0). O software de análise de filmes pode ser usado para calcular erros de alvo de ponta a ponta.

NOTA: Se o software de análise de filmes tiver dificuldade em identificar a orientação do filme, use um filme por arquivo.

Os filmes em Figura 57 têm rótulos adicionados (Anterior, Esquerdo e Superior) para usar como referência para associar o formato e a posição anatômica do filme.

NOTA: É importante colocar uma marcação preta em cada filme para ajudar a janela/nível automático a exibir a dose adequadamente.

Figura 57 Software de análise de filme de ponta a ponta mostrando o filme do Ball-cube II

Análise do filme para testes E2E

AVISO: Como os resultados do filme tipo EBT podem depender da orientação da varredura, tome cuidado para escanear todos os filmes na mesma direção, por exemplo, com a fenda alinhada verticalmente com o scanner.

A Accuray oferece suporte para análise de filme tipo EBT. Localize o software de análise de filme E2E e execute o programa. A interface de usuário é exibida. Todos os comandos necessários para usar esse software podem ser encontrados nas barras de menu.

É necessário selecionar o filme EBT no menu suspenso **Film_Type** na tela ***End-to-End (E2E) Film Analysis (version 4.0)*** (Análise de ponta-a-ponta do filme (E2E) (versão 4.0)).

Observe o seguinte:

- As medidas de intensidade de valor de pixel são exibidas com precisão de 2 dígitos significativos.
- Os arquivos de registro que documentam todas as ações do usuário são salvos e estão disponíveis para análise, conforme necessário.
- Existe suporte para o teste 4D E2E.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Informações de calibração” na página 4-80
- “Carregar imagens” na página 4-80
- “Processar os filmes” na página 4-81
- “Reorientar as imagens” na página 4-82
- “Modificar outras informações” na página 4-82
- “Realizar a análise” na página 4-83
- “Imprimir” na página 4-85
- “Salvar resultados em um arquivo de texto” na página 4-85
- “Mostrar valores DeltaMan” na página 4-85
- “Exportar imagens” na página 4-85
- “Exit (Sair)” na página 4-85
- “Soluções para problemas comuns” na página 4-86

Informações de calibração

Para inserir os fatores de calibração (pixels por polegada) determinados anteriormente, clique em **CALIBRATION > SET DPI** (Calibração > Definir DPI). Isso abre uma interface de usuário na qual é possível inserir pixels de direção X e Y. Clicar em **OK** salvará essas configurações. Clicar em **CANCEL** (Cancelar) manterá as configurações anteriores.

ATENÇÃO: NÃO use a opção de calibração automática com o E2E. A precisão é inadequada, podendo resultar em dados de alvo incorretos.

Carregar imagens

▶ **Para carregar 3 filmes simultaneamente:**

1. Para abrir uma imagem de 3 filmes (Anterior-Esquerdo, Anterior-Superior, Em branco), clique em **FILE > OPEN 3 FILMS** (Arquivo > Abrir 3 filmes). Uma caixa de diálogo será aberta solicitando um nome de arquivo.
2. Depois de selecionar o arquivo, se os filmes desse conjunto de imagens tiverem sido armazenados no disco rígido, na mesma pasta, o programa perguntará se essas imagens deverão ser carregadas. Se desejar, as imagens giradas e enquadradas serão imediatamente carregadas e exibidas.

   Se essa for a primeira vez que você abre um conjunto de dados, muitas rotinas de processamento serão ativadas com a imagem. A barra de status na parte inferior direita da interface de usuário informará qual etapa está em processamento.

▶ **Para carregar imagens únicas (opcional)**

1. Para selecionar uma única imagem, clique em **FILE > OPEN SINGLE FILM** (Arquivo > Abrir filme único).

   Outra interface de usuário será carregada para importação de imagens.

2. Selecione **BROWSE** (Procurar) e selecione um arquivo de imagem para o conjunto de filmes. A imagem é carregada, permitindo a determinação do tipo de filme. Use a caixa suspensa para selecionar o filme adequado.

3. Transforme a imagem.

   Se forem necessárias rotações ou inversões para colocar as margens Anterior (A) e Superior/Esquerda (S/L) no local correto, use os menus de rolagem **Image1** (Imagem 1) e **Image2** (Imagem 2) para executar essas transformações. Em seguida, selecione **Process** (Processar), e o alinhamento e o enquadramento serão efetuados. Concluído o processo, a nova imagem será exibida à direita. De forma similar, será exibido um valor de AAD (Absolute Angle Difference – Diferença absoluta de ângulo) que mostra a diferença dos ângulos das margens perpendiculares. Para obter uma margem bem enquadrada, esse valor deverá ser próximo a zero grau. Se isso não for possível, será necessário usar outra margem em rotação ou os filmes deverão ser mais bem enquadrados na próxima vez.

Repita essas etapas mais duas vezes para os filmes restantes e o botão **Complete** (Concluído) na parte inferior direita será ativado. Clique nele para enviar as imagens para a interface de usuário principal.

Processar os filmes

O processamento de filmes é feito automaticamente em segundo plano. A seguir, veja como isto é feito:

1. Para isolar o filme, a imagem é segmentada de forma que os filmes fiquem em primeiro plano, e o vidro do scanner, em segundo plano. As regiões de primeiro plano são agrupadas e identificadas, e as duas maiores regiões são determinadas como os dois filmes. As duas imagens são criadas pelo enquadramento ao redor de cada região de filme.

2. Para encontrar o filme BG, o desvio padrão dos valores de pixel de cada imagem é determinado. A imagem com o menor desvio padrão é determinada como o filme de segundo plano.

3. Para alinhar os filmes, são usadas as melhores margens de cada imagem. A melhor margem é definida como os ângulos ao longo de cada margem perpendicular medida. A margem onde estes ângulos são mais idênticos entre si é a margem em que a imagem deve ser alinhada.

4. Depois de determinar a rotação adequada, as imagens são giradas e interpoladas de forma bilinear. Essa é a etapa de computação mais intensiva, a menos que a imagem original, separada anteriormente, seja muito grande. Assim sendo, para computadores mais lentos, levará muito mais tempo do que outras etapas.

   NOTA: A alteração máxima em graus do sentido horizontal é 5º.

5. Para cortar os filmes, assume-se que cada filme rotacionado tem margens verticais e horizontais. Os filmes são cortados usando estas margens.

Reorientar as imagens

Qualquer imagem girada ou invertida pode ser transformada usando as opções em **Image1** (Imagem 1) e **Image2** (Imagem 2). A opção Image 1 (Imagem 1) é considerada a imagem superior, e a opção Image 2 (Imagem 2) é a imagem inferior.

Use **Image1** (Imagem 1) e **Image2** (Imagem 2) para confirmar a identificação adequada de cada imagem. Certifique-se de verificar **Left/Anterior Image** (Imagem esquerda/anterior), bem como **Superior/Anterior Image** (Imagem superior/anterior), para obter a imagem adequada. Quando uma imagem é alterada, a outra é automaticamente selecionada como a outra opção. Certifique-se de verificar a orientação no menu de rolagem. É possível que o gráfico na tela não seja atualizado corretamente. Se isto ocorrer, os resultados do teste E2E serão inconsistentes.

NOTA: É extremamente importante verificar a orientação correta da Imagem 1 e da Imagem 2 usando os menus de rolagem. Uma falha nesta verificação pode resultar em resultados incorretos e/ou inconsistentes.

Modificar outras informações

Quando as imagens estiverem prontas, é importante verificar se as outras informações sobre os filmes estão corretas.

▶ Para adicionar ou atualizar informações de referência

As informações de referência não afetam, de forma nenhuma, o processo analítico dessa etapa; se for necessário imprimir os resultados, a impressão dessas informações será útil.

1. Para adicionar ou atualizar as informações de referência, clique em **FILE > NEW REFERENCE INFORMATION** (Arquivo > Novas informações de referência). Uma caixa de diálogo será aberta, onde seis campos diferentes poderão ser preenchidos para fornecer informações sobre o teste.
2. Quando concluir, clique em **OK**, e os novos dados serão exibidos na caixa Reference (Referência) da interface de usuário principal.

Realizar a análise

A especificação é válida para todos os métodos de rastreamento estacionários com média menor que 0,95 mm para ***Total Targeting Error*** mm (Erro de alvo total mm). Com todos os campos definidos corretamente, a análise de limiar pode ser concluída. Os termos usados no processamento E2E estão listados na Tabela 3 e na Tabela 4.

Tabela 3 Medidas de valor de pixel

Centroid Area (Área do centroide)	Número de pixels na região escura principal da imagem limitada.
Pixels to Left (Pixels para a esquerda)	A localização no eixo X do centroide de isodose selecionado com relação à margem esquerda do filme.
Pixels to Top (Pixels para cima)	A localização no eixo Y do centroide de isodose selecionado com relação à margem anterior do filme.
Eccentricity (Excentricidade)	A razão entre os raios maior e menor da distância do centroide ao limiar.

Tabela 4 Medidas de análise

mm da margem esquerda (imagem A/L)	Distância até a margem esquerda, determinada pela conversão dos ***Pixels to the left*** (Pixels para a esquerda) da imagem a/l de pixels para mm.
mm da margem anterior (imagem A/L)	Distância até a margem anterior, determinada pela conversão dos ***Pixels to top*** (Pixels até o topo) da imagem a/l de pixels para mm.
contour area/ball area (área de contorno/ área da esfera) ***(imagem A/L)***	Razão da área da esfera a/l até a área determinada usando as dimensões da esfera de alvo e as configurações de calibração.
mm da margem superior (imagem A/S)	Distância até a margem superior, determinada pela conversão dos ***Pixels to Left*** (Pixels para a esquerda) da imagem a/s de pixels para mm.
mm da margem anterior (imagem A/S)	Distância até a margem anterior, determinada pela conversão dos ***Pixels to top*** (Pixels até o topo) da imagem a/s de pixels para mm.
contour area/ball area (área de contorno/ área da esfera) ***(imagem A/S)***	Razão da área da esfera A/S até a área determinada usando as dimensões da esfera de alvo e as configurações de calibração.

left error mm (erro em mm da esquerda)	Erro em mm – diferença entre ***mm da margem esquerda*** (imagem **A/L**) e a distância da esfera de alvo.
anterior error mm (erro em mm anterior) ***(imagem A/L)***	Erro em mm – diferença entre ***mm da margem anterior*** (imagem **A/L**) e a distância da esfera de alvo.
superior error mm (erro em mm da superior)	Erro em mm – diferença entre ***mm da margem superior*** (**imagem A/L**) e a distância da esfera de alvo.
anterior error mm (erro em mm anterior) ***(imagem A/S)***	Erro em mm – diferença entre ***mm da margem anterior*** (**imagem A/S**) e a distância da esfera de alvo.
average anterior error mm (erro médio em mm da anterior)	Erro em mm – média de 2 mm de erro na anterior.
TOTAL TARGETING ERROR mm *(ERRO TOTAL DE ALVO mm)*	Raiz quadrada da soma do quadrado do erro à esquerda, erro superior e erro anterior.

Selecionando o limiar correto

O processo de análise de ponta a ponta requer que a linha de isodose usada no planejamento do teste de ponta a ponta é aproximadamente a mesma que a linha de isodose usada na análise do filme. Já que os filmes não são calibrados, você pode apenas estimar a linha de isodose do filme quando selecioná-la do menu no software de ponta a ponta. Assim, o software de ponta a ponta também fornece informações sobre a razão da área física da esfera para a área exposta da linha de isodose.

Para o Ball-cube padrão de 2,5 polegadas, esta razão ideal é 1,0, com uma faixa aceitável de 0,8 a 1,2. Para o mini Ball-cube, a razão ideal é 1,44, com uma faixa aceitável de 1,3 a 1,6.

Esse método permite o cálculo do local do centroide e da área da região para um único nível de limite. Para o nível de limite desejado, é determinado o valor mínimo de intensidade de pixel de ambos os filmes expostos, bem como a intensidade média do segundo plano do filme não exposto. Em seguida, a imagem é limitada com o valor desejado (o padrão é 70%).

A etapa final é preenchimento do slot e exclusão do restante da imagem. A partir dessa imagem, a área do local do centroide, a área, as incertezas e outros valores quantitativos são exibidos na caixa Analysis (Análise). Além disso, no borrão preto exibido para cada imagem, se encontra uma linha que circunda a região de dose ideal aproximada prescrita no plano de tratamento.

Para executar um limite único, clique em **EXECUTE > ONCE** (Executar > Uma vez). Um aviso será exibido solicitando verificar se as imagens foram giradas corretamente. Clique em **YES** (Sim) para continuar. Consulte a “Realizar a análise” na página 4-83, que exibe a tela E2E após a conclusão da análise.

Alteração do limite

O valor de limite padrão é 70%. Para alterá-lo, clique em **EXECUTE THRESHOLD** (Executar > Limite) e selecione o nível de contorno desejado. Se não houver, clique em **CUSTOM** (Personalizar) para abrir uma interface de usuário e selecionar o valor manualmente. Como o intervalo de valores é de 65–75%, a precisão do cálculo da área e do centroide diminui.

Imprimir

Para imprimir um registro da análise, use o botão <Print Screen> (Imprimir tela) do teclado ou importe uma captura de tela para o WordPad ou o Paint para imprimir a imagem.

Salvar resultados em um arquivo de texto

Depois da conclusão de uma análise de limiar, única ou múltipla, uma das opções Save (Salvar) é salvar os resultados em um arquivo de texto, clicando em **File > SAVE TO TXT FILE**... (Arquivo > Salvar em arquivo txt...).

Insira o nome de um novo arquivo de texto ou procure o diretório para selecionar e atualizar um TXT FILE (arquivo TXT) existente. Os dados da User Interface (Interface do Usuário) são salvos, mas não as imagens.

Para o conjunto de imagens de 3 filmes, outra opção é salvar cada filme individual como um arquivo TIF. Estas imagens são as que foram rotacionadas ou cortadas. Isto inclui as imagens em qualquer rotação, imagens que foram giradas ou imagens designadas como Anterior/Superior (A/S) ou Anterior/Esquerda (A/L). Depois de salvas, essas imagens poderão ser examinadas com o ImageJ ou com qualquer outro software de exibição de imagens.

Mostrar valores DeltaMan

Após a análise, os valores DeltaMan sugeridos podem ser exibidos em **EXECUTE > SHOW DELTA MAN** (Executar > Mostrar Delta Man). De forma similar, eles serão exibidos no arquivo de texto, se este for salvo. Alterações aos valores DeltaMan são efetuadas pelo Atendimento ao cliente da Accuray. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para efetuar ajustes nos valores DeltaMan.

Exportar imagens

Para exportar imagens, clique em **FILE > EXPORT IMAGES** (Arquivo > Exportar imagens).

Exit (Sair)

Ao fechar o programa, quaisquer informações de referência, tamanhos de dimensão da janela principal da interface de usuário e a última localização de caminho também serão salvos para a próxima execução do teste E2E.

Soluções para problemas comuns

Apresentaremos a seguir alguns problemas conhecidos.

- **Ruído de poeira ou digitais no filme ou no scanner:** Poeira e digitais podem escurecer o filme e interferir nas regiões escuras da exposição de raios X (Figura 58). Mantenha os filmes o mais limpos possível. Em geral, o ruído será insignificante, mas lembre-se que existe a possibilidade.
- **Margem de interferência ótica:** Use uma pasta para cartões ou moedas nos cantos para corrigir esse problema (erguendo o filme do vidro).
- **Erros de enquadramento:** O algoritmo de enquadramento se baseia em 2 filtros de passagem bidirecional para determinar as margens rígidas de cada filme. Se os pedaços do filme estiverem muito juntos, o algoritmo poderá cortar demais o filme, resultando em um erro de cálculo da distância do centroide para a margem do filme.
- **Filme escuro/saturado:** Verifique se a dose máxima para o filme tipo EBT é menor do que 800 cGy.

Figura 58 Exemplos de margem de interferência ótica (esquerda) e pó (direita) na qualidade da imagem

NOTA: Os dois filmes foram equalizados com histograma para melhorar o contraste.

Análise do filme para o teste E2E Synchrony (opcional)

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Dosimetria do filme” na página 4-87
- “Análise do filme com o Synchrony” na página 4-88

Dosimetria do filme

Esta seção descreve o procedimento para gerar curvas de calibração para densidade ótica vs. dose. Neste procedimento, um pedaço de filme Gafchromic é usado para desenvolver uma curva de calibração de dose para o scanner de filme. Este procedimento estabelece uma curva de calibração de dose absoluta para correções do perfil de dose de E2E.

▶ **Para gerar curvas de calibração para a densidade ótica vs. dose:**

1. Prepare um conjunto padrão de filmes de calibração radiocrômicos do mesmo lote. Corte uma folha de filme em quadrados de -2 cm.
2. Exponha os filmes a 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700 e 800 cGy a 1,5 cm de profundidade, 800 mm SAD, em um plástico de densidade de unidade ou tecido equivalente ao objeto simulador de placas.
3. Aguarde pelo menos 24 horas.
4. Digitalize os filmes expostos e um pedaço não exposto de filme da mesma caixa. O filme não exposto fornece um ponto de zero dose. A varredura deve ser conduzida usando-se o mesmo período de tempo entre a irradiação e a varredura que foi usado para os filmes de administração. Por exemplo, passaram-se 24 horas entre a irradiação e a varredura para os filmes de administração do tratamento, os filmes de calibração também devem ser escaneados após 24 horas.
5. Meça as densidades óticas. Um exemplo de densidades óticas de filme é mostrado na Figura 59.

Figura 59 Exemplo de densidades óticas de filme

6. A partir desses dados, calcule a relação entre a intensidade de pixel e a dose em cGy. Na maioria dos casos, uma relação linear ou quadrada entre a dose e a densidade ótica é suficiente.

   densidade ótica = constante*log[P_{bkgr}/P_{exp}]

   em que:

   P_{bkgr} é a intensidade de pixel do filme em segundo plano e

   P_{exp} é a intensidade de pixel do filme exposto.

Análise do filme com o Synchrony

Esta seção descreve o procedimento de análise do filme para o teste E2E do Sistema Synchrony.

▶ **Para efetuar a análise do filme para o teste E2E Synchrony:**

1. Digitalize todos os filmes de resultados de alvo radiocrômicos após 24 horas de exposição ou o mais próximo possível desse período.
2. Sobreponha os perfis de dose medidos dos testes E2E Synchrony estático e de movimentação. Inclua também a dose de plano do arquivo RT/DICOM.

   A Figura 60 abaixo mostra um exemplo de sobreposição. O exemplo compara os resultados dos testes estático e de movimentação da distribuição de dose Superior/Inferior determinados do filme Garchromic em um Ball-cube. Neste exemplo, os pontos do modelo Synchrony não foram corretamente distribuídos pelo intervalo de movimentação da ferramenta de GQ Synchrony, resultando em um desvio da curva medida (lado superior direito da curva) das curvas estáticas e do plano de tratamento. Esse tipo de desvio pode ser evitado com a distribuição adequada dos pontos do modelo no espaço da fase.

Figura 60 Exemplo de teste GQ Synchrony

Análise do filme para o teste E2E do rastreamento de pulmão Xsight

Esta seção descreve o procedimento de análise do filme para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking e as incertezas inerentes ao método proposto.

▶ **Para efetuar a análise do filme para o teste E2E do Sistema Xsight Lung Tracking:**

1. Depois de aplicar o tratamento, remova o encaixe de filme do corpo do objeto simulador.
2. Logo após a remoção do filme do encaixe, identifique as orientações das margens de referência do filme com um marcador permanente de ponta fina. É importante que as identificações nos filmes correspondam às bordas do cubo. As marcações serão preservadas na imagem digitalizada para fins de identificação.
3. Digitalize o filme em um scanner de filme calibrado. Para obter informações sobre a configuração adequada do escâner, consulte “Scanner de filme” na página 4-26.
4. Analise o filme com o software de análise de filme E2E. Para obter mais informações sobre o software de análise de filme E2E, consulte “Análise do filme para testes E2E” na página 4-79. A Figura 61 mostra o software E2E com os filmes analisados do objeto simulador de movimento com o corpo do Sistema Xsight Lung Tracking.

Figura 61 Análise do software E2E dos filmes usados no objeto simulador do sistema de rastreamento pulmonar Xsight

Incertezas no método de análise E2E XLT

Conforme proposto, o método de análise XLT E2E inclui algumas incertezas que não estão presentes com outros métodos de teste de rastreamento E2E. Estas incertezas contribuem com o erro de alvo total calculado:

- Primeiramente, o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing é menos exato no objeto simulador de pulmão heterogêneo. Como a ferramenta de centralização de dose no Sistema *Accuray Precision* usa esse algoritmo ao centralizar a dose para um teste E2E, isso pode introduzir um deslocamento a partir de uma distribuição de dose verdadeiramente centralizada.
- Segundo, a ferramenta de centralização de dose no Sistema *Accuray Precision* translada o centroide 3D do volume de dose em relação ao centro do VOI esférico alvo. A centralização do centroide 3D do volume de dose para o centro da esfera VOI não garante automaticamente que a dose em cada um dos planos 2D está centralizada, especialmente se a distribuição de doses 3D estiver assimétrica. No objeto simulador de pulmão, geralmente, a distribuição de doses dentro do Ball-cube XLT é assimétrica. Combinado com a incerteza no cálculo da dose, isto pode causar um deslocamento nos planos de dose 2D calculados do centro dos filmes, que o software E2E da Accuray assume como zero (0) para o plano perfeito.
- Finalmente, o limiar de intensidade escolhido no software E2E da Accuray nunca combina perfeitamente com a linha de isodose escolhida para a centralização usando a ferramenta de centralização de dose. O software E2E aplica uma calibração de filme nominal, que é suficiente quando as linhas de dose planejadas e administradas estão concêntricas. Entretanto, a dose calculada no objeto simulador XLT pode não ter uma boa concentricidade nos planos do filme 2D de forma que linhas de isodose diferentes terão diferentes centroides.

Face a essas incertezas, um método mais robusto de análise dos filmes E2E XLT seria centralizar a dose no Sistema *Accuray Precision* com o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing e, depois, realizar um cálculo de dose Monte Carlo (se disponível) para calcular a dose. Após o cálculo da dose final (usando o algoritmo de cálculo de dose Monte Carlo, se possível) a distribuição de doses deve ser avaliada usando o Sistema *Accuray Precision* nos dois planos de filme para verificar se as linhas de isodose estão centralizadas corretamente. De forma alternativa, poderia ser utilizado um pacote de software ou rotina de terceiros para comparar a distribuição de doses medida com a distribuição de doses calculada por Monte Carlo (ou seja, importar o cálculo e as medições das doses e registrar ambos antes da análise das diferenças posicionais usando algo como a métrica da diferença até a correspondência).

A respeito da calibração do alvo, ou seja, o ajuste DeltaMan, os resultados do E2E XLT não são usados normalmente.

GQ de plano para planos de tratamento

É fornecido suporte ao GQ de plano no Sistema *Accuray Precision*, no Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* e no Sistema de Liberação do Tratamento.

O procedimento de GQ de plano permite que você crie um plano de GQ associado com um plano de tratamento de paciente específico e aplique-o a um objeto simulador. Neste procedimento, o conjunto de feixes do plano de paciente é sobreposto a um objeto simulador. Em seguida, o plano de GQ é liberado ao objeto simulador a fim de verificar se a dose planejada está consistente com a dose medida.

ATENÇÃO: Em seguida, a GQ do plano deve ser realizada antes da aplicação de tratamento ao paciente, a fim de verificar se a dose planejada está consistente com a dose medida. Se não for feita uma GQ do plano, isso poderá resultar em tratamento inadequado.

No procedimento de GQ de plano, os feixes aplicados ao objeto simulador são os mesmos do plano de tratamento do paciente, o robô de tratamento se move para as mesmas posições que no paciente e o mesmo número de unidades monitoras (UM) é aplicado. No entanto, se o caminho de GQ ***SingleBeam*** (Feixe único) for selecionado para o plano de modelo, todos os feixes serão aplicados do nó de GQ ***SingleBeam*** (Feixe único).

Outras condições ou parâmetros definidos para a administração do plano do paciente (no modo Treatment – Tratamento) não são levados em conta automaticamente durante a administração do plano de GQ (no modo **Plan QA** (GQ de plano)). Isso inclui, por exemplo, a técnica de raios X, a frequência de imagens, a posição da mesa de tratamento e quaisquer outras condições que precisam ser diferentes para que o plano de GQ seja aplicado ao objeto simulador.

NOTA: O modo **Plan QA** (GQ de plano) não considera diferenças entre a posição da mesa de tratamento necessárias ao alinhamento da imagem de simulação e o alinhamento do paciente. Ao posicionar o objeto simulador, considere o local onde a anatomia do paciente real e quaisquer acessórios, como dispositivos de imobilização, seriam posicionados na mesa de tratamento.

O procedimento de GQ de plano requer as etapas a seguir, executadas com o Sistema *Accuray Precision*, o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* e o Sistema de Liberação do Tratamento:

- “Criação de um plano modelo de GQ” na página 4-92
- “Criação de um plano de tratamento do paciente” na página 4-94
- “Criar um plano de GQ” na página 4-94
- “Criar uma fração do plano de GQ aplicável” na página 4-99
- “Liberação do plano de GQ para um objeto simulador” na página 4-99
- “Análise do filme do plano de GQ” na página 4-100
- “Registro dos resultados da análise” na página 4-100

Os detalhes completos do fluxo de trabalho são fornecidos na documentação do usuário a seguir: *Manual de planejamento do tratamento*, *Manual de gerenciamento de dados* e *Manual de aplicação do tratamento*.

Criação de um plano modelo de GQ

Um plano modelo de GQ é pré-requisito para a criação de um plano de GQ. Um plano modelo é criado usando imagens de TC do objeto simulador de análise de dose. É possível usar um plano modelo para criar vários planos de GQ.

O plano modelo é usado para garantir que os parâmetros a seguir sejam salvos com o plano de GQ:

- imagens de TC de objeto simulador
- contorno de VOI
- parâmetros de rastreamento
- local de marcas fiduciais (se aplicável)
- caixa de cálculo de dose e modelo de densidade de TC

Um plano modelo de GQ é pré-requisito para a criação de um plano de GQ.

Para criar um plano modelo de GQ:

1. Clique no ícone **New Plan** (Novo plano) na seção ***Patients and Plans*** (Pacientes e planos) da página inicial do Sistema *Accuray Precision*.
2. Clique em um nome de paciente na lista ***Patient Name/Patient ID*** (Nome/Identificação do paciente) na página ***New Plan*** (Novo plano).
3. Clique no ícone **Standard** (Padrão) no painel ***Select Type*** (Selecionar tipo). Em seguida, clique em **Next** (Avançar).
4. Escolha as imagens de objeto simulador de CT. Clique em ***Select Exam*** (Selecionar exame) e em ***Finish*** (Concluir)

   NOTA: A Accuray recomenda usar uma imagem de objeto simulador de verificação com dose estereotáxica.

5. Crie VOIs para o objeto simulador em **Contour** > **Manual** (Contorno > Manual).

   NOTA: Os contornos no plano modelo de GQ pode ser usado para registrar o plano de paciente com a série de imagens de objeto simulador.

6. Defina os parâmetros de tratamento adequados para serem usados com a série de imagens de CT do plano modelo de GQ em **Setup > Machine** (Configurar > Máquina).

   NOTA: Quando selecionar os parâmetros de tratamento, o tipo do colimador a ser usado no plano do paciente deve corresponder ao tipo de colimador no plano do modelo, ou seja, fixo/Iris para planos do paciente de fixo ou Iris.

7. Identifique a localização e a região dos recursos de rastreamento dependendo do método de rastreamento escolhido.

8. Defina o centro de alinhamento em **Align** (Alinhar).
9. Selecione um modelo de densidade de CT apropriado em **Plan** > **Settings** (Plano > Configurações).

   NOTA: Um modelo de densidade para amostra não pode ser usado para salvar um plano de GQ como administrável.

10. Configure a caixa de cálculo de dose em **Plan** > **Settings** (Plano > Configurações).
11. Defina um único isocentro na etapa **Isocentric** (Isocêntrico) e clique no botão **Apply** (Aplicar). A adição de um único isocentro é feita apenas para salvar o plano como ***Deliverable*** (Administrável).

    Será gerado um grupo de feixes. Para todos os tipos de colimadores, esses passos são realizados para criar um conjunto genérico de feixes e depois salvar o plano como ***Deliverable*** (Aplicável), portanto, os valores inseridos não são importantes.

12. Defina a resolução para o cálculo da dose como ***High*** (Alta) em **Evaluate** > **Review** (Avaliar > Revisar) e pressione o botão **Calculate** (Calcular).

    A configuração da resolução como ***High*** (Alta) é feita apenas para salvar o plano como ***Deliverable*** (Administrável).

13. Salve o plano como aplicável, selecionando ***Make Deliverable*** (Tornar aplicável).

Para obter mais informações sobre a criação de um plano modelo de GQ, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Criação de um plano de tratamento do paciente

▶ **Para criar um plano de tratamento do paciente:**

1. Siga o fluxo de trabalho clínico normal para gerar um plano de tratamento do paciente.
2. Salve-o como um plano liberável.

Para obter mais informações sobre a criação de um plano de tratamento do paciente, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Criar um plano de GQ

▶ **Para selecionar um plano de paciente e um plano modelo de GQ:**

1. Clique no ícone **New Plan** (Novo plano) na seção ***Patients and Plans*** (Pacientes e planos) da página inicial do Sistema *Accuray Precision*.
2. Clique em um nome de paciente na lista ***Patient Name/Patient ID*** (Nome/Identificação do paciente) na página ***New Plan*** (Novo plano).
3. Clique no ícone **QA** (GQ) no painel ***Select Type*** (Selecionar tipo).
4. Clique em **Next >>** (Avançar >>).

   Será mostrada a tela ***Select a patient plan for a new QA plan*** (Selecionar um plano de paciente para um novo plano de GQ). (Figura 62).
5. Selecione um plano de paciente na lista ***Plan Name*** (Nome do plano).

NOTA: Apenas planos diferentes de planos de GQ são listados para serem selecionados como plano de paciente.

NOTA: A lista de planos de paciente contém planos com um status de `Deliverable` (Administrável), `Authorized` (Autorizado), `Completed` (Concluído), `Under Treatment` (Em tratamento) ou `Discontinued` (Descontinuado).

Figura 62 Tela Select a patient plan for a new QA plan (Selecionar um plano de paciente para um novo plano de GQ)

6. Clique em **Next >>** (Avançar >>).

   Será mostrada a tela ***Select a template plan for a new QA plan*** (Selecionar um plano modelo para um novo plano de GQ). Apenas pacientes de objeto simulador e o paciente selecionado na tela anterior serão mostrados (consulte a Figura 63).

7. Selecione um paciente na lista ***Patient Name*** (Nome do paciente).

8. Selecione um plano de paciente na lista ***Plan Name*** (Nome do plano).

NOTA: O plano modelo de GQ associado deve ter um status de `Deliverable` (Administrável), `Authorized` (Autorizado), `Completed` (Concluído) ou `Under Treatment` (Em tratamento).

Figura 63 Tela Select a template plan for a new QA plan (Selecionar um plano modelo para um novo plano de GQ)

9. Clique em **Finish** (Concluir).

   O sistema carrega os dados do plano do paciente e do plano modelo de GQ, a etapa **Setup** > **Register** (Configurar > Registro) é carregado e a caixa de diálogo ***Auto Registration*** (Registro automático) é exibida. (Consulte Figura 64).

Figura 64 Caixa de diálogo Auto Registration (Registro automático)

Selecione os VOIs adequados dos menus de rolagem e clique em **OK**. Desloque as imagens em relação umas às outras, se necessário, e clique em **Confirm** (Confirmar).

NOTA: Se um método de rastreamento do plano do modelo de GQ estiver definido como `Fiducial` (Fiducial) e se ele for diferente do plano de paciente, uma mensagem de aviso será mostrada solicitando a confirmação do usuário para continuar o processo.

NOTA: Se um método de rastreamento num plano modelo de GQ *não* estiver definido como `Fiducial` e se ele for diferente do plano de paciente, uma mensagem de erro será mostrada, indicando que não será possível criar um plano de GQ.

NOTA: Se houver feixes do plano de paciente que não intercepta o volume do CT, uma mensagem é exibida e não são transferidos os feixes.

10. Confirme o centro de alinhamento na etapa **Setup > Align** (Configurar > Alinhar).

Na tarefa **Setup > Align** (Configurar > Alinhar) você pode revisar o alinhamento do objeto simulador. Certifique-se de que as marcas fiduciais do objeto simulador sejam visíveis nas DRRs, conforme mostrado na Figura 65. Você pode fazer ajustes no centro de alinhamento nas três exibições na parte inferior da tela, assim como no alinhamento do plano do paciente.

Figura 65 Tarefa Setup > Align (Configurar > Alinhar) para revisar o alinhamento do objeto simulador

11. Na tarefa **Evaluate** (Avaliar), inicie um cálculo de alta resolução e configure a dose de prescrição desejada.
12. Salve o plano como aplicável, selecionando ***Make Deliverable*** (Tornar aplicável).

Depois que um plano de GQ é criado e salvo, você pode exportar a RTDOSE ou a Dose planar para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*ou para uma pasta especificada, navegando até um caminho de arquivo local. Essa etapa é feita para que aplicativos de terceiros (software de análise de filme) possam executar a análise de plano 2D como parte da análise de GQ de plano do paciente. Para obter informações sobre como exportar a dose RT ou a dose planar do DICOM, consulte a seção Exportação de dados DICOM do Manual de planejamento do tratamento. Para obter informações adicionais sobre como exportar a série DICOM diretamente para o Sistema *iDMS*, consulte o capítulo Administração de planos do *Manual de gerenciamento de dados*.

Se a série DICOM for exportada para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*, use a guia **DICOM Series** (Série DICOM) da tela ***Treatment Plan Management*** (Gerenciamento de plano de tratamento) para baixar a RTDOSE para um local selecionado. Para obter informações sobre o download da RTDOSE, consulte o capítulo Administração de plano do *Manual de gerenciamento de dados*.

Criar uma fração do plano de GQ aplicável

Você pode gerenciar um plano de GQ usando a seção **QA Plans** (Planos de GQ) do aplicativo **Plan Administration** (Administração de planos) do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. O **Plan Administration** (Administração de plano) permite que você visualize os detalhes sobre o plano de GQ, crie uma fração de plano de GQ administrável, descontinue uma fração do plano de GQ e registre os resultados da análise do procedimento de GQ de plano.

Somente uma única fração é criada para um plano de QA. Se a fração for parcialmente aplicada e o tratamento for cancelado, o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* deverá ser usado para criar uma nova fração de GQ aplicável.

▶ **Para criar uma fração do plano de GQ aplicável:**

1. Clique no ícone **Plan Administration** (Administração de planos) na página inicial do Sistema *Accuray Precision*.
2. Selecione o paciente, o plano de tratamento e o plano de GQ a ser administrado.
3. Clique no ícone **Manage QA Treatment Plan** (Gerenciar plano de tratamento de GQ) para abrir a tela ***Treatment Plan Management*** (Gerenciamento de plano de tratamento) exibindo a guia **QA Plans** (Planos de GQ).
4. Clique no ícone **Create a Deliverable QA Plan Fraction** (Criar uma fração de plano de GQ administrável) e em **Yes** (Sim) na mensagem ***Caution*** (Cuidado) para criar a fração administrável.
5. Clique na guia **QA Plan DICOM Series** (Série DICOM do Plano de GQ).
6. Selecione `RTDOSE` na lista e clique no ícone **Export Selected Series** (Exportar série selecionada).
7. Exporte o arquivo RTDOSE e copie-o no computador onde o software de análise de filme está instalado.

Para obter informações sobre o gerenciamento de planos de GQ no Sistema *Accuray Precision*, consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

Liberação do plano de GQ para um objeto simulador

Um plano de GQ é administrado a um objeto simulador usando o modo **Plan QA** (GQ de plano) do Sistema de Administração de Tratamento no computador de administração do tratamento. No modo **Plan QA** (GQ de plano), selecione um paciente, um plano de tratamento e um plano de GQ. Depois de alinhar o objeto simulador na mesa de tratamento, libere o plano de GQ do objeto simulador.

▶ **Para liberar o plano de GQ:**

1. Coloque o filme no objeto simulador e alinhe-a na mesa de tratamento.
2. Clique no ícone **Plan QA** (GQ de plano) no Sistema CyberKnife ***Dashboard*** (Painel).
3. Libere o plano de GQ ao objeto simulador.

Para obter mais informações sobre a liberação de um plano de GQ a um objeto simulador, consulte o *Manual de aplicação do tratamento*.

Análise do filme do plano de GQ

Um software de análise de filme, como o “FilmQA”, é usado para efetuar a análise do filme do plano de GQ. Para obter informações sobre software de análise de filme sugerido, consulte o “Capítulo 2: Comissionamento".

▶ **Para analisar o filme de plano de GQ:**

1. Digitalize o filme e importe a digitalização para o software de análise de filme.
2. Importe a distribuição de dose.
3. Efetue a análise do filme seguindo as instruções do software.
4. Como alternativa, faça uma captura de tela dos resultados da análise para importação ao Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* (salve-a como `.TIF`).

Registro dos resultados da análise

Depois de analisar os resultados do procedimento de GQ de plano, registre os resultados da análise usando a seção **QA Plans** (Planos de GQ) do aplicativo ***Plan Administration*** (Administração de planos) do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. Você também pode acrescentar notas e anexar arquivos ao registro da análise.

Para obter informações sobre o registro dos resultados da análise, consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

1. Clique no ícone **Plan Administration** (Administração de planos) na página inicial do Sistema *Accuray Precision*.
2. Selecione o paciente e o plano de tratamento do paciente.
3. Realce o plano de GQ associado e clique no ícone **Manage Selected QA Plan** (Gerenciar plano de GQ selecionado).
4. Na seção ***QA Plan Fractions*** (Frações do plano de GQ), realce o plano de GQ.
5. Clique no ícone **Add or Update Analysis Record** (Adicionar ou atualizar registro de análise).
6. Digite o resultado da análise (aprovado/reprovado).
7. Como alternativa, importe a captura de tela dos resultados da análise feita na Etapa 4 da “Análise do filme do plano de GQ” na página 4-100.

Capítulo 5: Algoritmos de cálculo e exibição de dose

Introdução

Este capítulo oferece informações de referência detalhadas sobre *Accuray Precision* System algoritmos.

Este capítulo cobre os seguintes tópicos:

- “Fusão” na página 5-2
- “Contorno da anatomia” na página 5-3
- “Geração de DRR para o planejamento do tratamento” na página 5-10
- “Cálculo de HVD” na página 5-10
- “Algoritmo de cálculo de dose de Ray-Tracing” na página 5-11
- “Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) Algoritmo (Opcional)” na página 5-16
- “Algoritmos de alvo e otimização do feixe” na página 5-57
- “Otimização Sequencial” na página 5-63
- “Algoritmos de VOLO para CyberKnife” na página 5-98
- “Extrapolação de tabelas de dados de feixes” na página 5-115
- “Referências” na página 5-133

Fusão

A fusão sem ponto de origem tem como base um algoritmo existente que usa pares de pontos de origem como entrada para gerar um ponto inicial para o registro com base em intensidade. Três pares de pontos de origem virtuais são gerados com base nas propriedades Conjunto de dados A e Conjunto de dados B.

O ponto de origem 1 no Conjunto de dados A é definido como o centroide do volume do Conjunto de dados A. O ponto de origem 2 no Conjunto de dados A é definido como um ponto na direção anatômica esquerda do centroide do Conjunto de dados A a uma distância X fixa, e o ponto de origem 3 no Conjunto de dados A é definido como um ponto na direção anatômica superior do centróide do Conjunto de dados A a uma distância Z fixa.

O ponto de origem 1 no Conjunto de dados B é definido como o centroide do volume do Conjunto de dados B. O ponto de origem 2 no Conjunto de dados B é definido como um ponto na direção anatômica esquerda do centroide do Conjunto de dados B a uma distância X fixa, e o ponto de origem 3 no Conjunto de dados B é definido como um ponto na direção anatômica superior do centroide do Conjunto de dados B a uma distância Z fixa.

Contorno da anatomia

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Algoritmo de geração de ITTV pra o plano de simulação” na página 5-3
- “Algoritmo de geração de ITV para Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão” na página 5-4
- “Algoritmo de geração de PTV para Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão” na página 5-5
- “AutoSegmentation” na página 5-5
- “**Conversão do contorno do VOI para volume de máscara**” na página 5-8
- “Descrição do algoritmo de operações de VOI” na página 5-9

Algoritmo de geração de ITTV pra o plano de simulação

No procedimento Plano de simulação, o Volume Interno de Alvo de Rastreamento (Internal Tracking Target Volume – ITTV) é criado por um algoritmo de geração de ITTV. O algoritmo de ITTV gera o VOI do ITTV a partir do TTV (principal) e do TTV (secundário) para um Plano de simulação de TC dual, em que as duas varreduras de TC, TC (principal) adquirida em expiração e TC (secundária) em inspiração são carregadas e fundidas. Se somente uma única TC (principal) for carregada ou se os pares de TC não forem registrados, o VOI do ITTV será gerado a partir do TTV (principal) e um intervalo de movimento do tumor em rastreamento a partir do TTV (principal).

Antes da criação do ITTV, o usuário precisa delinear o TTV (principal) na imagem da TC(principal) e o TTV (secundário) na imagem da TC(secundária). O delineamento do TTV (secundário) só será necessário para o plano de simulação da TC dual.

1. Gerar ITTV a partir do TTV (principal) e TTV (secundário)

   O algoritmo primeiro gerará uma máscara inicial de VOI ao sobrepor o TTV (secundário) sobre o TTV (principal) alinhando o centroide dos 2 volumes, criando um VOI que contém o superset de voxels. A seguir, ele deslocará este superset de voxels do centroide do TTV (principal) para o centroide do TTV (secundário), girando todos os voxels ao longo do caminho à medida que o VOI do superset é deslocado. Finalmente, um conjunto de contornos é extraído da representação de voxels.

2. Gerar ITTV a partir do TTV (principal) e intervalo de movimento

   O ITTV será gerado deslocando a máscara inicial do VOI, o TTV (principal) do centroide do TTV (principal) para o local obtido ao adicionar o vetor 3D do intervalo de movimento ao centroide do TTV (principal). Todos os voxels no caminho do VOI deslocado são ligados. Finalmente, um conjunto de contornos é extraído da representação de voxels.

Algoritmo de geração de ITV para Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão

No procedimento Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão, o Volume Interno do Alvo (Internal Target Volume – ITV) é criado por um algoritmo de geração de ITV se 1-Visualizar (A) / (B) ou 0-Visualizar for selecionado como o método de rastreamento. O algoritmo de ITV gera o VOI do ITV a partir do CTV (principal) e CTV (secundária). Se mais de uma série de TCs estiver presente, a TC (principal) é adquirida em expiração e a TC (secundária) em inspiração. As imagens são carregadas e registradas com base na coluna cervical. Se somente uma única TC (principal) for carregada ou a TC(secundária) carregada não estiver registrada na TC(principal), o VOI do ITV será gerado a partir do CTV (principal) e um intervalo de movimento do tumor a partir do CTV (principal).

Antes da criação do ITV, o usuário precisa delinear o CTV (principal) na imagem da TC(principal) e/ou o CTV (secundário) na imagem da TC(secundária). O delineamento do CTV (secundário) só será necessário se a TC (secundária) foi carregada e registrada na TC(principal).

1. Gerar ITV para 1-Visualizar rastreamento (A) / (B)

   Quando 1-Visualizar (A) ou 1-Visualizar (B) for selecionado como o método de rastreamento, uma projeção da posição do tumor alvo pelo movimento do eixo de rastreamento (A) ou (B) será realizada para obter a melhor precisão possível para a combinação de rastreamento Synchrony e deslocamento fixo do rastreamento de coluna cervical. O eixo de rastreamento (A) ou (B) é definido como o eixo que passa pelo centroide do CTV (principal) e paralelo ao eixo (A) ou (B) dos raios X do dispositivo de imagens DRR.

   - Gerar ITV a partir do CTV (principal) e CTV (secundário)

     O algoritmo primeiro gerará uma máscara inicial do VOI ao sobrepor o CTV (secundário) ao CTV (principal). Quando o algoritmo projeta o centroide do CTV (secundária) no eixo de rastreamento (A) para 1-Visualizar rastreamento (A) ou no eixo de rastreamento (B) para 1-Visualizar rastreamento (B). O algoritmo desloca a máscara inicial do VOI do centroide do CTV (principal) para o centroide projetado do CTV (secundário) ligando todos os voxels ao longo do caminho. Finalmente, os contornos são extraídos da representação de voxels.

   - Gerar ITV a partir do CTV (principal) e intervalo de movimento

     O ITV será gerado deslocando a máscara inicial do VOI, o CTV (principal) do centroide do CTV (principal) para o local obtido ao projetar o ponto. Este ponto de destino é calculado adicionando o vetor 3D do intervalo de movimento ao centroide do CTV (principal) ao longo do eixo de rastreamento (A) ou (B).

2. Gerar ITV para 0-Visualizar rastreamento

   Quando 0-Visualizar rastreamento estiver selecionado, um deslocamento fixo do rastreamento da coluna cervical será usado para o tratamento de tumor pulmonar. O VOI do ITV será gerado a partir do CTV (principal) e do CTV (secundário) ou a partir do CTV (principal) e um intervalo de movimento usando a mesma abordagem proposta para a geração do ITTV no plano de Simulação. Consulte “Algoritmo de geração de ITTV para o Plano de simulação” para obter detalhes.

Algoritmo de geração de PTV para Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão

No procedimento Plano de Tratamento Otimizado de Pulmão, o Volume de Planejamento do Alvo (Internal Target Volume – PTV) é criado por um algoritmo de geração de PTV se 1-Visualizar (A) / (B) ou 0-Visualizar for selecionado como o método de rastreamento. O algoritmo de PTV gera o PTV a partir do ITV e das margens de expansão especificadas pelo usuário. Antes da criação do PTV, o ITV precisa ser gerado usando o algoritmo de geração do ITV.

1. Gerar PTV para 1-Visualizar rastreamento (A) / (B)

   Quando 1-Visualizar (A) ou 1-Visualizar (B) for selecionado como método de rastreamento, o usuário deverá especificar as margens nas direções no plano e fora do plano. No plano está o plano (A) do dispositivo de imagens DRR para 1-Visualizar rastreamento (A) ou o plano (B) do dispositivo de imagens DRR para 1-Visualizar rastreamento (B). Fora do plano é o plano ortogonal a no plano. O algoritmo gera uma máscara inicial do tipo elipsoide ou um elemento de estrutura usando as margens no plano e fora do plano no espaço 3D oblíquo. A seguir, o algoritmo aplica o elemento de estrutura a cada voxel da superfície do ITV para gerar o PTV.

2. Gerar PTV para 0-Visualizar rastreamento

   Quando 0-Visualizar rastreamento for selecionado, o usuário especifica as margens em três direções cardeais. O algoritmo gera um elemento de estrutura do tipo elipsoide usando as seis margens para Direita, Esquerda, Anterior, Posterior, Superior e Inferior no espaço cartesiano 3D. A seguir, O PTV é gerado aplicando o elemento de estrutura a cada voxel da superfície do ITV.

AutoSegmentation

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Cérebro AutoSegmentation” na página 5-5
- “Próstata AutoSegmentation” na página 5-7

Cérebro AutoSegmentation

A segmentação automática de estruturas cranianas do AutoSegmentation™ do Cérebro no *Accuray Precision* System é executada usando uma abordagem de segmentação com base em atlas. A abordagem utiliza um conjunto curado de 50 atlas neuroanatômicos, consistindo em varreduras de RM T1w com segmentações especializadas e contornadas manualmente de mais de 130 regiões anatômicas, incluindo regiões corticais, conforme definido pelo protocolo de parcelas brainCOLOR (www.braincolor.org). Um exemplo de um atlas neuroanatômico e de um resultado do algoritmo AutoSegmentation do Cérebro são mostrados na Figura 1.

Figura 1 Exemplo de um atlas neuroanatômico (esquerda) versus resultados do AutoSegmentation do Cérebro no mesmo exame de RM (direita)

Um subconjunto de 20 atlas morfologicamente semelhantes é automaticamente identificado pelo sistema e deformado para a varredura RM T1w do paciente usando um algoritmo próprio de registro de imagem deformável [1]. O esquema do registro envolve um estágio de registro afim, seguido por uma correspondência hierárquica não rígida realizada em quatro níveis de resolução usando um critério de similaridade do coeficiente de correlação normalizado local (NCC).
O algoritmo usa uma transformação não rígida e não paramétrica para representar o campo de deformação. Ele não assume parametrização específica da transformação; em vez disso, estima explicitamente o campo de deformação sujeito à regularização da suavidade. Essa abordagem permite estimar até mesmo deformações complexas de órgãos.

Os campos de deformação entre as varreduras T1w do atlas e T1w do paciente fornecem um mapeamento entre as segmentações especializadas e a RM do paciente. Múltiplas segmentações de especialistas são combinadas (fundidas) usando um algoritmo de votação para obter a segmentação final multiatlas.

A AutoSegmentation do cérebro também usa métodos de segmentação com base em modelo para delinear as estruturas do olho e da lente. O algoritmo de segmentação baseado em modelo é inicializado pelos resultados do algoritmo segmentação com base em atlas e usa restrições anatômicas de tamanho e forma para fornecer segmentações robustas, mesmo em exames de RM com qualidade de imagem subótima na região do olho e do cristalino.

O conjunto de atlas neuroanatômicos fornecido com a AutoSegmentation do Cérebro é definido nos exames de RM T1w usando um protocolo de aquisição específico. Embora os algoritmos de registro de imagem sejam relativamente insensíveis a variações na intensidade da imagem devido às diferenças do protocolo T1w, recomenda-se o uso de varreduras com parâmetros de aquisição semelhantes aos especificados na Tabela 1.

Tabela 1 Protocolo de aquisição de imagens de RM usado em todas as varreduras contidas no banco de dados de atlas neuroanatômicos de AutoSegmentation do Cérebro (consulte [2] para mais detalhes).

Sequência	MP-RAGE
TR	9,7
TE (ms)	4,0
Ângulo de inversão (°)	10
TI (ms)	20
TD (ms)	200

Próstata AutoSegmentation

O algoritmo de AutoSegmentation™ da próstata é classificado como um algoritmo com base 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 várias 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 utiliza as informações baseadas em modelo, as intensidades da imagem de CT do conjunto de imagens fornecido pelo usuário e os pontos de inicialização 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 de AutoSegmentation, o usuário pode ajustar o limiar resultante, usando as ferramentas de edição no *Accuray Precision* System, conforme necessário.

O algoritmo opera em 3 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. Os contornos resultantes que são exibidos no *Accuray Precision* System foram suavizados usando interpolação de primeira ordem entre pontos em 2D e 3D; no entanto, uma representação de voxels no 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 VOIs como sobreposições semiopacas e aumentando o zoom em um VOI.

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 VOIs 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 TC 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 fatias e, portanto, tem natureza similar aos algoritmos de rasterização usados em gráficos 2D de computador. O *Accuray Precision* System apresenta uma versão aprimorada deste 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 da fronteira da imagem de TC principal, a ultrapassagem da densidade que o usuário definiu para este VOI não será aplicada à porção que está fora da fronteira da imagem de TC principal. Se isto ocorrer, resultará em um cálculo de dose inválido.

Descrição do algoritmo de operações de VOI

As operações de VOI no *Accuray Precision* System são realizadas convertendo a representação de contorno de um ou mais VOIs 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.

Descrições específicas dos algoritmos usados para conversão entre o contorno e as representações volumétricas encontram-se em outro local do PEG.

Referências

1. P. Jordan, A. Myronenko, K. Gorczowski, M. Foskey, R. Holloway, C.R. Maurer Jr. “Accuray Deformable Image Registration: Description and Evaluation.” White Paper, Accuray Incorporated, 2017.
2. D.S. Marcus, T.H. Wang, J. Parker, J.G. Csernansky, J.C. Morris, R.L. Buckner. Open Access Series of Imaging Studies (OASIS): Cross-Sectional MRI Data in Young, Middle Aged, Nondemented, and Demented Older Adults. Journal of Cognitive Neuroscience, 19, 1498-1507.

Geração de DRR para o planejamento do tratamento

O DRR é uma imagem de raios X calculada sinteticamente com o rastreamento da atenuação exponencial de raios X nos dados de TC do paciente. A atenuação é baseada nos números relativos de TC na varredura de TC do paciente e é amostrada a cada 0,5 mm ao longo de cada caminho do raio. Um modelo de densidade de TC não é aplicado ao gerar DRRs. A imagem gerada é a projeção em um plano perpendicular ao eixo do feixe da origem do objeto simulador dos raios X. A amostragem espacial da TC é realizada para produzir uma imagem 512 x 512 no ponto central de alinhamento.

Cálculo de HVD

O *Accuray Precision* System calcula um DVH para cada VOI que o usuário tiver definido em um plano. O DVH é calculado somente dentro do volume da dose, que cobre a caixa de cálculo de dose para um plano de tratamento de Ray-Tracing e o volume inteiro de CT para um plano de tratamento Monte Carlo, ou seja, voxels de um VOI que estejam fora do volume da dose não são contados para o DVH para aquele VOI, nem como dose e nem como volume.

O *Accuray Precision* System calcula o DVH de um VOI na resolução da CT. Se o volume da dose tiver resolução menor do que a resolução da imagem de CT, o *Accuray Precision* System executa a interpolação trilinear entre voxels no volume da dose para calcular a dose na resolução da imagem de CT.

O cálculo do DVH divide a taxa de dose mínima a máxima para cada VOI em 256 caixas uniformemente espaçadas. A dose em cada voxel dentro da caixa de cálculo de dose (cálculo de dose Ray-Tracing) ou volume da CT (Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo)) é então colocada em um desses compartimentos. A janela de exibição de DVH, então, fornece um mecanismo para examinar a dose e o volume em cada um desses compartimentos.

Algoritmo de cálculo de dose de Ray-Tracing

O *Accuray Precision* System oferece dois algoritmos de cálculo de dose para uso no colimador fixo e no Colimador Iris: o algoritmo de cálculo de dose de Ray-Tracing e o algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). O cálculo de dose Ray-Tracing leva em conta somente correções de heterogeneidade de caminho primário (comprimento efetivo do caminho), enquanto que o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) também leva em conta os efeitos de heterogeneidade da dose isolada. O cálculo de dose Ray-Tracing tem a vantagem de ser um método de cálculo determinístico, enquanto que o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) tem uma incerteza associada com os resultados. O Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é preferencial quando a situação clínica tiver inomogeneidade significativa. Exemplos de áreas de grande inomogeneidade são os pulmões e as áreas próximas às cavidades sinusais. Em outras situações, o cálculo de dose Ray-Tracing e o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) oferecem resultados de dose similares.

O algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing usa 3 tabelas de descrição de feixes específicas de sistema, compostas de dados medidos em água usando um objeto simulador de água.

As seguintes tabelas de dados de feixe são usadas:

- Razão tecido-objeto simulador (TPR, `TMRtable.dat`): Os valores de TPR para cada colimador são normalizados para um valor de 1,0 em uma profundidade de 15 mm.
- Razão fora do centro (OCR; `OCRtable`*N*`.dat`, onde *N* = 0 a 11): Os valores de OCR para cada colimador são normalizados para um valor de 1,0 em um raio de 0 mm.
- Fator de rendimento (DM, `DMtable.dat`): O fator de OF para cada colimador é normalizado para o valor de OF para o colimador de 60 mm com SAD de 800 mm, que é definido como 1,0.

NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

Os valores da tabela de TPR são valores medidos com base na profundidade e no tamanho do colimador: TPR(D,colimador). O valor de TPR usado no cálculo da dose depende da profundidade efetiva até o plano perpendicular ao eixo central (CAX) que contém o ponto de referência. A profundidade efetiva é determinada pela soma da contribuição de cada voxel ao longo do raio da origem até o plano contendo o voxel alvo usando a densidade de elétrons da TC relativa à água.

O tamanho do campo (FS) é o diâmetro do colimador (em milímetros) projetado da distância de referência de 800 mm à distância do eixo de origem (SAD) (em milímetros) pela relação mostrada em Equação (1):

$$FS = Collimator_Diameter \cdot \left(\frac{SAD}{800}\right) \quad \textbf{(1)}$$

A SAD é a distância ao longo do eixo central do feixe até um plano perpendicular ao feixe e contendo o voxel alvo.

NOTA: *Collimator_Diameter* refere-se ao tamanho nominal do campo definido na SAD de 800 mm. Por exemplo, o colimador rotulado como 60 mm produz um campo circular de 60 mm FWHM com SAD de 800 mm. O diâmetro físico real do colimador é de aproximadamente 30 mm, porque o colimador secundário está situado a uma distância de 400 mm da origem dos raios X.

A sigla SAD é um anacronismo para o Sistema CyberKnife porque não há eixo rotacional para o sistema (apesar de o planejamento poder ser feito relativo a isocentros definidos). O TPR em (FS, D_{eff}) em pontos entre os valores tabulados de TPR são calculados por interpolação bilinear e os pontos fora da tabela de TPR são calculados por extrapolação bilinear.

Há uma tabela de OCR para cada colimador, e cada uma dessas tabelas depende da SAD e do raio a partir do centro para o voxel alvo projetado a 800 mm pela relação:

$$R_{800} = R_{\mathrm{SAD}} \bullet \left(\frac{800}{SAD}\right) \quad \textbf{(2)}$$

A profundidade efetiva é calcula somente ao longo de CAX. Veja o exemplo de um pulmão na Figura 2 na página 5-13.

Os valores de OCR (colimador, SAD, R_{800}) entre os valores tabulados (SAD, R_{800}) são calculados usando interpolação linear ao longo da direção da SAD e os vizinhos mais próximos na direção radial.

A tabela de fatores de rendimento é uma função do tamanho do colimador e da SAD, DM (colimador, SAD). Os valores entre os pontos tabulados são calculados interpolando ou extrapolando linearmente entre linhas de SAD usando os tamanhos de campo dos vizinhos mais próximos. O Capítulo 2, “Comissionamento”, descreve os métodos para medir os parâmetros de feixe e para gerar os dados que compõem essas tabelas. Em cada ponto, a dose D, em cGy (= RAD), a partir de cada feixe é dada pela equação:

$$D/(MU) = OCR(coll,\ R_{800},\ D_{\mathrm{eff}}) \cdot \left(\frac{800}{SAD}\right)^2 \cdot TPR(fieldsize,\ D_{\mathrm{eff}}) \cdot DM(coll,\ SAD) \quad \textbf{(3)}$$

onde UM é o número de unidades monitoras para o feixe. TPR(tamanho do campo, D_{eff}) é interpolado e extrapolado usando um algoritmo da série de Taylor para um espaçamento de 0,5 mm e um intervalo de tamanhos de campo de 0 a 99,5 mm.

O LINAC é calibrado de forma que, no eixo do feixe de um colimador de 60 mm, com D_{eff} de 15 mm e SAD de 800 mm SAD, esta razão é:

$$D/(MU) = OCR(60, 0, 15) \cdot \left(\frac{800}{800}\right)^2 \cdot TPR(60, 15) \cdot DM(60, 800)$$
$$= OCR(*, 0, *) \cdot \left(\frac{800}{800}\right)^2 \cdot TPR(*, 15) \cdot DM(60, 800) = 1 \cdot 1^2 \cdot 1 \cdot 1 = 1 \quad \textbf{(4)}$$

Onde o * indica que qualquer entrada produzirá a mesma saída porque as tabelas de OCR e TPR são razões normalizadas para 1 com raio zero (OCR) e profundidade efetiva de 15 mm (TPR). O número de pontos de dados do feixe armazenados, o número de feixes e a geometria do feixe afetam a quantidade de erros associados com este cálculo de dose. Geralmente, mais feixes em um plano produzirão erros de interpolação menores, pois o erro de cada feixe deverá ser aleatório e a soma das contribuições de muitos feixes atenua os erros positivos e negativos.

Figura 2 Exemplo de pulmão

Correção de Contorno

Correção de Contorno é um algoritmo que estima o valor efetivo da profundidade para qualquer ponto que não esteja no eixo central de um feixe ao usar o método de cálculo de dose Ray-tracing. Para estimar o valor efetivo da profundidade de qualquer ponto dado, o algoritmo primeiro pré-calcula valores efetivos de profundidade em etapas de profundidade geométrica de 1 mm ao longo das linhas localizadas na superfície de um conjunto de 10 cones concêntricos espaçados igualmente que compartilham o mesmo eixo central do feixe. O conjunto de cones cobre a seção cruzada do feixe, com o maior cone gerado com raio a 800 mm SAD igual ao tamanho do colimador nominal e o espaçamento entre os cones, sendo o raio do colimador dividido por 10. Cada cone tem doze raios, igualmente espaçados em intervalos de 30 graus em volta do cone. O algoritmo encontra os quatro raios ao redor de determinado ponto e realiza uma interpolação trilinear, usando os pontos nos raios que fazem a intersecção do plano perpendicular ao eixo central e contém o ponto a ser calculado. Quando o ponto de cálculo está fora do cone maior, os dois raios mais próximos dele são usados.

Grade de cálculo de dose de Ray-Tracing

O cálculo de dose do *Accuray Precision* System padrão é baseado em um algoritmo Ray-Tracing. Esta seção descreve o algoritmo. Para obter instruções sobre o comissionamento do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

Cálculo de isocontorno e DVH

Histogramas Dose-Volume (HDVs), e estatísticas mínimas e máximas de dose para estruturas definidas, são gerados em resolução nativa de TC usando interpolação linear nos valores de dose armazenados na grade de cálculo de dose. Curvas de isodose são geradas usando um algoritmo de ajuste de curva, novamente usando os valores armazenados na grade de cálculo de dose. Portanto, usar uma grade de cálculo de dose com elementos menores produzirá HVDs e curvas de isodose mais precisos, pois as imprecisões da interpolação são reduzidas.

Volumes de interesse (VOI) são definidos na estrutura de coordenadas da TC e, portanto, geralmente não são afetados por alterações no tamanho da grade de cálculo de dose. No entanto, note que os volumes (em milímetros cúbicos, mm^3) dos VOIs exibidos com os HVDs refletem o volume da interseção do VOI com a grade de cálculo de dose. Desta forma, se a grade for definida para que não envolva completamente um dado VOI, somente uma fração do volume do VOI será usada para calcular o HVD correspondente.

Cálculo de dose fina

O cálculo de dose fina cobre a região de interesse do cálculo definida pelo usuário. Nesta região, a resolução do cálculo é selecionada pelo usuário.

Cálculo de dose de ponto

Quando o mouse é posicionado sobre as imagens 2D, é exibido um valor representando a dose em cGy liberada pelo plano atual ao ponto representado pelo cursor. Este valor não tem limites de resolução inerentes e não é afetado pelo relacionamento espacial entre o cursor e a grade de cálculo de dose.

O valor é calculado na posição definida pelo cursor. Como os voxels do cálculo de dose têm resolução finita, é possível que o valor de dose do ponto exceda a dose máxima calculada no volume da dose (por exemplo, quando o máximo verdadeiro recai entre 2 pontos de cálculo).

Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) Algoritmo (Opcional)

Esta seção fornece informações de referência detalhadas sobre os aspectos do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) da forma como implementado pela Accuray para uso com o *Accuray Precision* System.

O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é uma opção no *Accuray Precision* System. O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) foi desenvolvido em colaboração com o Fox Chase Cancer Center e incorpora muitas ideias dos algoritmos Monte Carlo anteriormente desenvolvido por este grupo, como MCDOSE, DOSIMETER, MCSIM e MCBEAM. Esses algoritmos e outros similares foram amplamente descritos na literatura (consulte “Referências” na página 5-133). Para obter uma descrição geral das técnicas do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) no contexto de outras técnicas de cálculo de dose, consulte o Relatório AAPM 85 (2004) [Ref. 5].

Os métodos de redução de variância empregados neste algoritmo usam um modelo de voxel que considera vários materiais como sendo equivalentes a água de densidade variável para fins de cálculos de transporte de elétron. Portanto, o algoritmo de transporte de elétron calcula a dose absorvida com água de densidade variável.

Isto não é estritamente idêntico à dose absorvida convencional do Monte Carlo para cálculos de média ou da dose absorvida para água em cálculos de meio, conforme descrito no Relatório AAPM 97 (2007, TG-105) e outros locais. No entanto, em todos os tecidos biológicos (incluindo pulmão e osso), a dose absorvida para o cálculo de água de densidade variável executado pelo algoritmo do *Accuray Precision* System Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é essencialmente equivalente à dose absorvida para cálculo do meio. Pode haver uma diferença maior entre a dose absorvida para cálculo de água de densidade variável e a dose absorvida para o cálculo de meio em outros materiais. Por exemplo, em implantes metálicos e ar, a diferença entre a dose absorvida para cálculo de água de densidade variável e a dose absorvida para o meio poderá ser maior.

O método de transporte de elétron é inteiramente explicado na seção “Algoritmos de repetição de histórico de elétron e roleta russa” na página 5-37. Consulte o Apêndice 5A, “Transporte de elétrons no Algoritmo de cálculo de dose MC” para ver uma comparação desse método com o transporte direto de elétron da dose absorvida para o meio.

O procedimento Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) compreende um loop iterativo (consulte a Figura 3 na página 5-17) no qual:

- Um fóton individual incidente no modelo do paciente originado em um único feixe do modelo de feixes é gerado usando o modelo de origem por um procedimento de amostragem.
- Como o fóton é transportado através do modelo do paciente, ele poderá interagir com o paciente. A ocorrência de uma interação é baseada em modelos probabilísticos.
- As interações com fótons geram e espalham partículas.
- Essas partículas são transportadas através do modelo do paciente e, por sua vez, poderão interagir com o paciente.
- Essas interações depositam energia que o algoritmo registra em cada voxel do modelo do paciente.
- O processo é repetido para calcular a distribuição de dose para cada feixe.

Figura 3 Componentes principais do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo)

A distribuição de dose resultante de cada eixo é armazenada de forma independente, permitindo a reotimização de pesos de feixes com base no Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) se necessário.

Depois que o cálculo de dose é concluído, ele pode ser avaliado usando ferramentas como linha de Isodose, histograma dose-volume, dose de ponto e a cobertura de métricas de dose, índice de homogeneidade e índices de conformidade. Além disso, o usuário pode aplicar um algoritmo de suavização na distribuição de dose bruta e, a seguir, avaliar as versões bruta e/ou suavizada.

O usuário pode visualizar a incerteza do cálculo estatístico em qualquer ponto do modelo do paciente usando uma ferramenta de ponto ou exibindo um mapa de incerteza.

Entradas necessárias para o algoritmo

As entradas necessárias para o procedimento de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) são:

- “Modelo fonte” na página 5-18
- “Modelo do paciente” na página 5-23
- “Geometria do feixe” na página 5-24
- “Preferências do usuário” na página 5-24

Modelo fonte

Modelos de fontes independentes são usados para cada tipo de colimação secundária (fixo e Iris). O modelo fonte do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é usado para gerar as propriedades necessários iniciais (posição, direção, energia) de cada fóton incidente no paciente. O modelo fonte é gerado no sistema de planejamento do tratamento a partir de dados dosimétricos medidos em cada LINAC durante o comissionamento pelo usuário e os dados dosimétricos de referência fornecidos com o software. O modelo fonte é gerado durante o comissionamento da opção do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) no sistema de planejamento de tratamento.

O modelo fonte do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) descreve a distribuição de energias e trajetórias de fótons produzidas pelo LINAC. O modelo fonte contém 3 distribuições de probabilidade independentes:

- A distribuição de energia dos fótons é o espectro de energia dos fótons gerado pelo LINAC.
- A distribuição de origem descreve os pontos de origem dos fótons no plano do alvo dos raios X (SAD = 0).
- A distribuição de fluência é usada para ponderar a dose administrada por um dado fóton que foi gerado aleatoriamente da fonte em um plano normal ao eixo central do feixe (SAD = 800 mm).

Todas as 3 distribuições são independentes do tamanho do colimador secundário, ou seja, há uma única distribuição para cada parâmetro. Os efeitos do colimador secundário nos parâmetros direção e energia estão incluídos no procedimento de amostragem. Os seguintes pressupostos físicos são feitos:

- A fluência de fóton no paciente pode ser descrita como tendo origem em uma única fonte de radiação 2D no plano do ponto focal. Não existem fontes focais extras de radiação no modelo implementado.
- A energia, a fonte e a fluência são variáveis independentes.
- O fator de ponderação e a energia iniciais do fóton podem ser modificados durante o procedimento de amostragem para considerar variações associadas com a escolha do colimador secundário. (Essas modificações são descritas na seção do procedimento de amostragem.)

Cada uma das 3 distribuições é definida durante o comissionamento do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com base nos dados medidos inseridos pelo usuário. Essas etapas são definidas abaixo.

Espectro de energia

O espectro de energia representa a distribuição das energias iniciais do fóton incidentes no modelo do paciente.

Colimadores Fixo e Iris

Esta distribuição é gerada usando uma curva de dose percentual de profundidade medida (PDD) e uma biblioteca de PDDs mono-energéticos pré-calculados. A medição de PDD é feita com um feixe em incidência normal em um objeto simulador de água com SSD = 800 mm usando o colimador de 60 mm. A biblioteca de dados PDD de referência foi calculada usando o código de simulação EGS4/PRESTA Monte Carlo para a mesma geometria de objeto simulador. Os dados dessa biblioteca são fornecidos com o software e não podem ser editados pelo usuário. A distribuição de probabilidade de energia resultante é dividida em 40 compartimentos pares, com tamanho de 0,2 MeV, intervalo de 0 – 8 MeV.

Um conjunto de pesos pré-definidos de compartimentos de energia é usado para dar uma estimativa inicial da distribuição de energia e a curva resultante de dose de profundidade, ou seja:

$$PDD_{MC}(Z) = \sum_{all\ E} PDD(E, Z) \cdot Weight(E) \quad \textbf{(5)}$$

onde PDD (E, Z) é o ponto de dados de PDD na profundidade Z para energia de feixe monoenergética E armazenada na biblioteca de dados, e Peso (E) é o fator de ponderação do ponto inicial para esta energia.

A correlação entre a curva calculada de dose de profundidade e os dados medidos é então calculada usando a expressão

$$\frac{\sum_{all\ z}(PDD_{MC} \cdot PDD_{measured})}{\sqrt{\sum_{all\ z}(PDD_{MC})^2} \cdot \sqrt{\sum_{all\ z}(PDD_{measured})^2}} \quad \textbf{(6)}$$

Uma correspondência perfeita resulta em um valor de correlação de unidade e tende a zero á medida que a correspondência diminui.

A seguir, um processo de “alteração aleatória” iterativamente ajusta o peso de compartimentos selecionados aleatoriamente para cima e para baixo com um incremento pequeno. O peso de cada compartilhamento deve permanecer ≥ 0. Com cada alteração, a curva resultante da curva da dose de profundidade do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é recalculada e a alteração é retida se a correspondência entre PDD resultante e medido for melhorada (avaliada usando o fator de correlação). O processo é repetido até que o fator de correlação exceda um limite predefinido (= 0,9999) ou o número de repetições exceda outro limite predefinido (= 1.000).

Distribuição de fluência

A distribuição de fluência representa a distribuição das direções nas quais os prótons são emitidos do destino.

Colimadores Fixo e Iris

Ela é calculada como uma distribuição de probabilidade 1 D (radial) de pontos de direção em um plano normal ao eixo central do feixe a partir da fonte na ausência de um colimador secundário. Isto é calculado a partir de um perfil de feixe medido com SAD e profundidade especificadas pelo usuário, com o colimador secundário removido. A distribuição de probabilidade é armazenada internamente como uma função do raio no intervalo radial de 0-80 mm, com resolução de 0,5 mm e uma SAD = 800 mm.

Portanto, a medição sugerida para a SAD é de 800 mm e o perfil deverá ser medido até uma distância fora do eixo correspondendo a pelo menos 80 mm com esta SAD. A profundidade da medição i) deve ser próxima de zero para evitar que a dispersão do objeto simulador afete de forma significativa o formato do perfil (uma vez que o modelo fonte presume o transporte em linha reta da origem ao ponto da direção), mas ii) deverá ser profunda o suficiente para que, mesmo com ligeiro desalinhamento mecânico do sistema de medição, o detector nunca esteja dentro da região de build-up. Note que, na situação sem um colimador secundário, a profundidade de build-up não pode ser presumida como 15 mm. Um consenso possível é entre 20 mm e 50 mm. Como somente um perfil radial é armazenado, é melhor obter perfis em pelo menos 2 direções ortogonais e obter sua média antes de usá-los como entrada. Recomendações específicas de medição são dadas em Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) Comissionamento do modelo fonte, no Capítulo 2, “Comissionamento”.

A distribuição é calculada no *Accuray Precision* System realizando a média de 2 metades do perfil de entrada em um dos lados do eixo central (o eixo central é obtido calculando o comprimento total do máximo da metade do perfil de entrada e obtendo o ponto médio). As distâncias fora do eixo neste conjunto de dados radiais médios são, então, geometricamente projetadas a partir da distância de medição do Source-Detector à distância de referência de 800 mm. Os pontos de dados em incrementos radiais de 0,5 mm nesta distância são calculados por interpolação linear dos dados cuja média foi calculada.

Distribuição de fonte

A distribuição fonte representa a distribuição dos pontos de origem do fóton. A distribuição de origem é calculada como uma função radial em um plano com SSD = 0 (ou seja, no plano do ponto focal dos raios X). Existem dois métodos alternativos para gerar a distribuição de origem:

- Método do fator de rendimento no ar
- Método Gaussian

método do fator de rendimento no ar

O cálculo do método do fator de rendimento no ar é baseado em fatores de rendimento (OF) medidos no ar para cada tamanho de colimador.

O aumento no OF medido no ar com tamanho crescente do colimador é presumidamente proporcional à fluência de fótons que se originam da área aumentada do plano de origem subtendido no detector. Portanto, presume-se que não haja variação na razão de fótons primários para espalhados detectados com o tamanho do colimador.

A distribuição de origem é dividida inicialmente em 12 compartimentos radiais (1 para o menor colimador e 1 para a região anular subtendida pela diferença entre cada par sucessivo de colimadores) de acordo com

$$W(0) = OF(0)/\pi r(0)^2 \tag{7}$$

e

$$W(n) = \frac{OF(n) - OF(n-1)}{\pi(r(n)^2 - r(n-1)^2)} \tag{8}$$

Onde W é a probabilidade do ponto de origem correspondente ao raio do plano de origem, r, subtendido pelo menor colimador (n = 0) ou o incremento do raio entre cada um dos outros colimadores e o colimador imediatamente menor que ele $(1 \le n \le 11)$ conforme indicado na Figura 4 na página 5-22.

O compartimento interno é então subdividido em 4 bins menores de tamanho igual para melhorar a resolução da distribuição. Isto é executado usando fatores ponderados com base na simulação do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) de uma cabeça de tratamento do LINAC do Sistema CyberKnife. Esses fatores estão incorporados no software e não podem ser editados pelo usuário. O peso total desses 4 compartimentos é igual ao peso do compartimento interno único original. A distribuição final é, portanto dividida em 15 compartimentos.

Figura 4 A diferença no OF medido no ar com os colimadores n e n – 1 determina a probabilidade do ponto de origem correspondente ao raio do plano de origem r(n – 1) < r < r(n)

Método Gaussian

O Método Gaussiano modela a distribuição de fonte como uma função gaussiana. O modelo Gaussiano para o modelo fonte tem um parâmetro de entrada especificado pelo usuário: a largura completa do máximo da metade da origem (FWHM) para a origem do fóton. O FWHM (em milímetros) pode ter um tamanho de ponto entre 1,0 e 4,0 mm. Valores menores par o tamanho do ponto Gaussiano produzem inclinações maiores na penumbra do OCR.

Modelo do paciente

O modelo do paciente fornece as informações físicas de materiais (densidade e caminho livre médio do fóton) em cada posição necessária dentro do paciente para os cálculos de transporte do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), juntamente com um contorno externo do paciente. Este modelo é gerado a partir de uma varredura de CT obtida de cada paciente e dos dados de material de referência incorporados no software. A geração do modelo do paciente ocorre durante o planejamento do tratamento para cada paciente.

O modelo do paciente é composto de:

- Densidade de massa em cada voxel
- Tipo de material em cada voxel

Densidade de massa

A densidade de massa de cada voxel é calculada a partir do número médio da TC dentro do voxel. Esta conversão é executada usando uma função de calibração selecionada durante o planejamento do tratamento. Várias curvas padrão de densidade de massa são fornecidas e é possível definir curvas personalizadas com base em medições realizadas para escâneres de CT individuais usados em seu local. A densidade de massa é usada para calcular a massa de cada voxel, bem como para dimensionar os caminhos livres médios (MFPs) dos fótons e as etapas dos rastros de elétrons e pósitrons que passam através de cada voxel. Eles são explicados nas seções que tratam do somatório de doses e transporte de fótons e partículas, respectivamente.

NOTA: Objetos simuladores de densidade de TC foram projetados para simular a densidade de elétrons. Portanto, certifique-se de conhecer os valores de densidade de elétrons e de massa para o(s) objeto(s) simulador(es) de densidade da CT usados para criar suas curvas de modelo de densidade de CT.

Tipo do material

Cada voxel recebe um tipo de material: ar, tecido mole ou osso. Isto é feito com a conversão da densidade de massa em cada voxel usando os intervalos mostrados em Tabela 2. Esses valores não podem ser editados pelo usuário. O tipo do material é usado para definir MFP de fóton dentro de cada tipo de material em uma densidade de referência como uma função da energia do fóton. Isto é usado durante cálculos de interação de fótons e é explicado na seção que aborta o transporte de fótons e partículas. Os dados de MFP vs. energia tabulados para cada tipo de material são predefinidos e não podem ser editados pelo usuário.

Tabela 2 Conversão da densidade de massa para tipo de material

Intervalo de densidade de massa (g/cc)	Tipo do material	Densidade de massa do tipo do material (g/cc)
< 0,1	Air (Ar)	0,0012
0,1 – 1,125	Tecidos moles	1,0
> 1,125	Bone (Osso)	1,85

Geometria do feixe

A geometria do feixe fornece as informações espaciais (posição do nó, posição do alvo do feixe ou tamanho do colimador) para cada feixe que passará pelo cálculo de dose. O conjunto de feixes é gerado durante o planejamento do tratamento para cada paciente.

Preferências do usuário

O Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) está sujeito à incerteza estatística com uma compensação entre o tempo de cálculo e a incerteza/resolução espacial. O usuário pode determinar a compensação selecionando a incerteza estatística (incerteza relativa no ponto de dose máxima para a dose somada de todos os feixes) e a resolução do cálculo. Esses parâmetros são definidos durante o planejamento do tratamento.

Resolução do cálculo

O modelo do paciente é dividido em uma matriz 3D abordando todo o volume de TC. O usuário pode ajustar a resolução desse modelo no plano axial como baixa, média ou alta, conforme definido em “Resolução da grade de cálculo de dose” na página 5-57. Junto com a direção axial, a resolução de voxel é fixa em 1 voxel por fatia de CT e, assim, a dimensão de voxel de Z é dado pela separação da fatia.

Incerteza estatística

A incerteza estatística na dose calculada é controlada pelo número de históricos de fótons simulados. Ela também depende das dimensões do voxel, das geometrias do paciente e dos feixes e da composição do paciente. O usuário pode especificar a incerteza desejada no ponto de dose máxima. Esta configuração é usada para determinar o número total de históricos de fótons simulados, onde o relacionamento deste parâmetro e da incerteza máxima resultante é obtido empiricamente de casos de teste e inclui a dependência no número de voxels no modelo do paciente. Este algoritmo foi projetado para superestimar ligeiramente o número de históricos necessários para atingir qualquer nível de incerteza.

Alocação de históricos e somatório de doses

O algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) simula a energia depositada por fótons individuais à medida que atravessam o modelo do paciente. Cada simulação de fóton individual, incluindo a simulação de todas as partículas e fótons secundários resultantes de interações do fóton inicial dentro do modelo do paciente, é chamada de histórico. Um grande número de históricos de fótons é simulado para cada feixe do conjunto de feixes. Ao somar a energia depositada dentro do modelo do paciente a partir de todos esses históricos, a distribuição de doses absorvidas por feixe é calculada. Finalmente, ao somar a distribuição de doses de todos os feixes, a distribuição total de doses e sua incerteza estatística são calculadas.

Depois de importar a geometria do feixe, o modelo do paciente, o modelo de origem e as preferências do usuário, o algoritmo de cálculo de dose prossegue como mostrado em Figura 5 na página 5-25. As linhas 40 e 50 são descritas em detalhes em seções separadas. As linhas 20, 70 e 90 são descritas abaixo.

```
10  Loop n = 1 a NBeams
20      Calcular o número de históricos de fótons a simular para o feixe n (=
        NHistories)
30      Loop m = 1 a NHistories
40          Amostra de fóton do modelo de origem
50          Transporte do fóton através do modelo do paciente
60      Próximo m
70      Converter deposição de energia em distribuição de dose absorvida
80  Próximo n
90  Calcular incerteza na distribuição de dose absorvida
```

Figura 5 Visão geral de um pseudocódigo do procedimento de cálculo de dose

Conversão de energia em dose absorvida

Colimadores Fixo e Iris

O cálculo necessário em cada voxel é a dose absorvida por UM, e isto é calculado separadamente para cada feixe. Isto é denotado como D_{feixe} abaixo. D_{feixe} é uma função da localização do voxel, v, e do tamanho do colimador, C_{feixe}. $D_{feixe}(v,C_{eixe})$ é calculado por

$$D_{beam}(\nu, C_{beam}) = \left(\sum_{all\ histories} E(\nu, C_{beam}) \right) \cdot CF(\nu) \cdot d15(C_{beam}) \cdot OF(C_{beam}) \cdot fnormal \quad \textbf{(9)}$$

O primeiro termo do lado direito da equação é a energia total depositada neste voxel de todos os históricos de fóton simulados e é calculado pelo método de transporte Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). Este termo pode ser reescrito como

$$\sum_{all\ histories} E(\nu, C_{beam}) = \bar{E}(\nu, C_{beam}) \cdot n_{hist} \quad \textbf{(10)}$$

Onde o primeiro termo é a energia média depositada por histórico e n_{hist} é o número total de históricos simulados.

CF(v) é um fator de correção específico do voxel que converte a energia total depositada para todos os históricos na dose média depositada por histórico. Isto tem a forma

$$CF(\nu) = e \cdot \frac{1}{n_{hist}} \cdot \frac{1}{M(\nu)} \quad \textbf{(11)}$$

Aqui *e* é a carga de um elétron. Expressa nas unidades apropriadas, converte a energia de MeV (a saída da simulação) em cJ (o requisito para o planejamento do tratamento). M(v) é a massa do voxel v, dada pelas dimensões e densidade de massa do voxel. Multiplicando a Equação (10) por Equação (11), portanto, dá a dose média depositada em cada voxel por histórico simulado. Este parâmetro será denotado como $D'(v,C_{feixe})$, ou seja:

$$\bar{E}(\nu, C_{beam}) \cdot n_{hist} \cdot CF(\nu) = D'(\nu, C_{beam}) \quad \textbf{(12)}$$

d15 é um fator necessário para normalizar o resultado de D'(v,C_{feixe}) para um valor fixo na situação de uma medição feita com SAD de 800 mm e um voxel a 15 mm de profundidade no eixo central, em um objeto simulador de água uniforme com o eixo na incidência normal. O valor fixo escolhido é a geometria de medição de rendimento de referência, ou seja, C_{feixe} = 60 mm. Ele é calculado executando a simulação Monte Carlo desta situação em cada colimador e dividindo os resultados, ou seja:

$$d15(C_{beam}) = \frac{D'(\nu(d = 15, SAD = 800), 60)}{D'(\nu(d = 15, SAD = 800), C_{beam})} \quad \textbf{(13)}$$

OF é o fator de rendimento medido para cada colimador. Como sempre, isto é definido como

$$OF(C_{beam}) = \frac{D_{beam}(\nu(d = 15, SAD = 800), C_{beam})}{D_{beam}(\nu(d = 15, SAD = 800), 60)} \quad \textbf{(14)}$$

Onde D_{feixe} é a dose por UM, como definido acima.

Finalmente, fnormal é o fator de calibração que converte D' (dose média por histórico simulado de fóton) para D_{feixe} (dose por UM) na geometria de saída de referência (d = 15 mm, SAD = 800 mm, ponto no eixo central do objeto simulador de água uniforme, feixe em incidência normal). Isto é definido por

$$fnormal = \frac{D_{beam}(\nu(d = 15, SAD = 800), 60)}{D'} \quad \textbf{(15)}$$

O denominador é calculado pela simulação Monte Carlo, da mesma forma que com d15.
O numerador é definido como 1 cGy/UM, por convenção. Portanto, combinando Equação (10) a Equação (15), é possível reescrever Equação (9) como

$$D_{beam}(\nu, C_{beam}) = \frac{D'(\nu, C_{beam})}{D'(\nu(d=15, SAD=800), C_{beam})} \cdot D_{beam}(\nu(d=15, SAD=800), C_{beam}) \quad \textbf{(16)}$$

O primeiro termo do lado direito da equação é a dose média por histórico no voxel de interesse relativo à dose média por histórico calculada no ponto de especificação de saída para este colimador. O segundo termo é a dose medida por UM no ponto de especificação de saída para este colimador, portanto o lado direito completo da equação dá a dose por UM no ponto de interesse, conforme definido no lado esquerdo.

Note que fnormal e d15 são calculados usando uma simulação Monte Carlo e o modelo de origem atual. Portanto, se forem feitas alterações no modelo de origem durante o comissionamento, esses parâmetros deverão ser recalculados. d15 afeta somente o OF calculado para cada cone, portanto o recomissionamento é mínimo. fnormal afeta somente a saída absoluta calculada para a máquina.

A dose absorvida total liberada por todos os feixes em cada voxel, D(ν), é então dada simplesmente por

$$D(\nu) = \sum_{all\ beams} D_{beam}(\nu, C_{beam})\, MU_{beam} \tag{17}$$

Calculando a incerteza estatística

A incerteza estatística relativa na dose total em cada voxel, ΔD/D, é calculada a partir de

$$\frac{\Delta D(\nu)}{D(\nu)} = \sqrt{\frac{\sum_{all\ histories} E^2(\nu) - \left(\sum_{all\ histories} E(\nu)\right)^2 / N_{hist}}{\left(\sum_{all\ histories} E(\nu)\right)^2}} \tag{18}$$

onde E(ν) é a energia depositada no voxel por histórico de fóton e N_{hist} é o número total de históricos.

(isto é, $N_{hist} = \sum_{all\ beams} n_{hist}$).

Como geralmente N_{hist} é muito maior do que a energia depositada em cada voxel, este termo é aproximadamente igual a

$$\frac{\Delta D(\nu)}{D(\nu)} \approx \sqrt{\frac{\sum_{all\ histories} E^2(\nu)}{\left(\sum_{all\ histories} E(\nu)\right)^2}} \tag{19}$$

Portanto, a incerteza relativa está relacionada à variação na deposição de energia por histórico.

Amostragem de fótons

Os fótons são gerados um de cada vez como entrada para o algoritmo de transporte de fóton/partícula. Os dados necessários para amostrar um fóton são o modelo de origem completo, o tamanho do colimador secundário e os fatores de correção específicos do colimador para energia e tamanho de campo, que são descritos abaixo. A saída é a energia, posição (definida em um plano normal ao do feixe à distância de 800 mm), direção e fator de peso do fóton resultante. A energia do fóton é obtida do espectro de energia, a posição dos princípios simples de geometria, o peso da distribuição de fluência e a direção pela combinação da posição e da distribuição da origem.

NOTA: Os intervalos de valores especificados pelo usuário para os fatores de correção de energia (ECF) e fatores de correção do colimador (CCF) são de 0,5 a 1,5. Normalmente, mas não sempre, os melhores ajustes com os dados medidos possuem valor entre 0,9 e 1,2.

Amostragem da energia inicial do fóton

O espectro de energia do fóton contido dentro do modelo de origem é convertido para uma função de distribuição de probabilidade cumulativa discreta (CPDF). Um número aleatório uniformemente amostrado é usado para selecionar um compartimento de energia deste CPDF. Um segundo número aleatório uniformemente amostrado é usado para selecionar a energia de um fóton dentro deste compartimento, presumindo probabilidades iguais dentro deste intervalo.

Colimadores Fixo e Iris

A energia resultante do fóton, que é independente to tamanho do colimador secundário, é multiplicada por um fator de correção específico do colimador. Eles são determinados pelo usuário durante o comissionamento do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com base na comparação dos dados de TPR dos procedimentos do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com dados medidos de cada colimador. As configurações padrão para esses fatores de correção são de 0,96 para o colimador de 5 mm e da unidade para todos os outros.

Amostragem da posição de origem

A distribuição da origem contida dentro do modelo de origem é convertida em um CPDF discreto. Um número aleatório uniformemente amostrado é usado para gerar um compartimento radial usando o CPDF, e um segundo número aleatório uniformemente gerado é usado para gerar um raio dentro deste compartimento presumindo probabilidades radialmente ponderadas dentro deste intervalo. Um terceiro número aleatório uniformemente amostrado é usado para gerar um ângulo dentro do plano de origem, presumindo probabilidade igual de posições angulares que, juntamente com o raio, dá o ponto de origem do fóton em coordenadas polares. Elas são convertidas para coordenadas cartesianas.

Amostragem da posição do fóton

Colimadores Fixo e Iris

Primeiro, um número aleatório uniformemente amostrado é comparado com uma constante específica do colimador (0–1) para determinar se a posição do fóton está dentro do campo definido pelo colimador secundário ou fora dele. Em princípio, cada constante é determinada pela abertura e pela transmissão do colimador (lembrando que a posição é definida em um plano a 800 mm de distância, ou seja, abaixo do colimador secundário). Esta constante determina a razão de fótons amostrados que residem fora do campo colimado. A dose dentro do campo é sempre normalizada de acordo com os parâmetros d15 e fnormal, ou seja, ela é independente dessa constante e, portanto, a constante efetivamente define o nível do platô da dose fora do campo colimado e além da região penumbral. Essas constantes do colimador são predefinidas e não podem ser editadas pelo usuário.

Se o fóton estiver dentro do campo colimado, então um número aleatório uniformemente amostrado é usado para selecionar um raio entre zero e R x C_R, assumindo probabilidades radialmente ponderadas dentro deste intervalo. Neste caso, R é o raio nominal do colimador e C_R é o fator de correção específico do colimador definido pelo usuário durante o comissionamento do algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com base na comparação dos dados de raio fora do centro calculado com Monte Carlo com dados medidos para cada colimador. Esses fatores efetivamente ajustam a largura do campo de radiação para cada colimador. As configurações padrão são a unidade para os colimadores de 10 mm e maiores (que são divergentes), 0,97137 para o colimador de 5 mm e 0,94796 para o colimador de 7,5 mm (ambos não divergentes).

Se o fóton estiver fora do campo colimado, então a mesma abordagem é usada, mas o raio amostrado está dentro do campo colimado R x C_R e (R x C_R) + 50 mm. Portanto, as posições dos fótons para cada feixe são contidas dentro de um círculo de raio (R x C_R)+50 mm neste plano.

Um terceiro número aleatório uniformemente amostrado é usado para gerar um ângulo dentro do plano da posição, assumindo probabilidade igual de posições angulares que, unto com o raio, dá a posição do fóton em coordenadas polares. Elas são convertidas para coordenadas cartesianas.

Direção do fóton

A direção de cada fóton é definida pela direção do vetor que vincula a posição de origem amostrada e a posição amostrada do fóton.

Peso do fóton

A seleção das posições de fótons assume fluência uniforme do fóton no plano de amostragem, se o colimador secundário fosse removido. A diferença entre esse pressuposto e a realidade é dada pela distribuição da fluência dentro do modelo de origem e é usada para definir um fator de ponderação para cada fóton, $W_{fluência}$, que é a probabilidade relativa de um fóton neste raio dentro do perfil não colimado do feixe. Este fator de ponderação é aplicado à energia depositada pelo fóton, conforme descrito na seção de transporte de fótons e partículas. Para colimadores fixos e o Colimador Iris, o efeito da transmissão do colimador secundário é incluído no cálculo da posição.

Transporte de fótons e partículas

Fótons primários, ou históricos, são fornecidos para o algoritmo de transporte de fótons e partículas individualmente, conforme explicado em seções anteriores. O algoritmo calcula e retorna a energia depositada em cada voxel dentro do modelo do paciente resultante deste histórico.

O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) faz uso significativo das técnicas de redução de variância, que são métodos de aumento na velocidade com a qual o método Monte Carlo obtém um nível fixo de incerteza estatística. As técnicas de redução de variância empregadas neste algoritmo são imposição de interação do fóton, divisão do fóton, repetição do histórico do elétron, roleta russa e rejeição do intervalo do elétron. Uma introdução a essas técnicas é fornecida por Kawrakow e Fippel (2000). (Consulte “Referências” na página 5-133). A nomenclatura usada por Kawrakow e Fippel foi usada aqui, onde possível.

Visão geral

1. Vários locais de interação são selecionados ao longo do caminho do fóton primário, com base nas variações de densidade dentro do paciente, a energia do fóton e caminhos livres médios pré-calculados do fóton (MFPs) em vários materiais.
2. Um registro de histórico do elétron apropriado para a energia do fóton é amostrado a partir de um banco de dados com tais informações. Este registro contém os caminhos pré-calculados de todas as partículas (elétrons e pósitrons) resultantes de uma interação do fóton, juntamente com uma descrição de quaisquer fótons terciários também gerados.
3. Este registro é sobreposto no primeiro local de interação do fóton, e um algoritmo de deposição de energia acompanha cada percurso da partícula, dimensionando cada passo de acordo com a densidade do voxel local e depositando energia nos voxels apropriados ao longo do percurso. Quaisquer fótons gerados são adicionados à lista de fótons aguardando cálculo posterior se passagem em um teste de roleta russa.
4. Quando a Etapa 3 for concluída para todos os percursos de fótons dentro do registro, o percurso inteiro é sobreposto novamente no próximo local de interação do fóton e o processo é repetido. (Este é o método de repetição do histórico do elétron.)
5. Quando a Etapa 4 for concluída para todos os locais de interação do fóton, o processo repete-se a partir da Etapa 1 para cada um dos fótons terciários salvos.

Este processo maior repete-se até que não haja mais fótons terciários a calcular. Neste ponto, a deposição total de energia por voxel é retornada.

O algoritmo é resumido na Figura 6 na página 5-39 e as principais etapas são descritas em mais detalhes abaixo.

Registros de histórico de elétron e dados de caminho livre médio

Os registros de histórico de elétron foram gerados pela simulação usando o código EGS4/PRESTA Monte Carlo em um objeto simulador de água uniforme. Os registros correspondem a 51 energias iniciais de fóton diferentes, variando de 25 keV a 7,7 MeV. Essas larguras de compartimento de energia são definidas de forma não uniforme, variando de 25 keV nas energias mais baixas a 200 keV nas mais altas (os percursos de partículas são mais variáveis no intervalo mais baixo de energia do fóton). Os registros existem dentro de cada compartimento para simular as interações Fotoelétricas, Dispersão de Compton Scattering e Produção de Pares, com o número relativo de cada um conforme calculado pelas simulações EGS4/PRESTA. Os registros são aleatoriamente distribuídos dentro de cada compartimento.

Cada registro contém os percursos e o padrão de deposição de energia de todas as partículas secundárias e terciárias (elétrons e pósitrons) resultantes da interação inicial, juntamente com as propriedades (local inicial, direção, energia) de quaisquer fótons terciários gerados dentro desses percursos (por exemplo, fótons de Compton, bremsstrahlung, fótons de aniquilação). Cada percurso de partícula é descrito por uma série de etapas discretas. Os parâmetros de cada etapa são direção, comprimento, energia depositada e a interação da partícula no final da etapa. Esses tipos de interação são bremsstrahlung, aniquilação, dispersão de Møller, dispersão de Bhaba ou nenhuma interação. A duração de cada etapa corresponde a uma perda de energia de ≤ 4% (as durações das etapas são aleatoriamente amostradas no intervalo de 0 a 4%). A geometria do registro presume um fóton inicial em um percurso vertical antes da interação.

Os dados de MFP do fóton foram obtidos do Relatório ICRU 46 (1992) da International Commission on Radiation Units and Measurements, que tabula o MFP como uma função da energia do fóton e tipo de tecido para vários tipos de tecidos do corpo [Ref. 4].

Geração de números aleatórios

O algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) requer uma fonte de alta qualidade de números aleatórios uniformemente amostrados no intervalo de 0–1. Neste algoritmo, é usado um gerador congruente linear de 32 bits. Um histórico e uma explicação detalhados deste método podem ser encontrados na maioria dos textos padrão de métodos numéricos.

Algoritmos de interação forçada do fóton e divisão de fótons

Esta parte do algoritmo é usada para definir os locais de interação e os pesos correspondentes para cada fóton primário e terciário.

Imposição de interação do fóton sem divisão

Em uma abordagem simples de interação forçada sem divisão, o número total de caminhos livres médios do fóton (MFPs) ao longo do caminho do fóton dentro do paciente, Λ, é calculado traçando o caminho através do modelo do paciente levando em consideração a densidade em cada voxel. A probabilidade do fóton interagir ao longo deste caminho, P_{int}, é

$$P_{\text{int}} = 1 - e^{-\Lambda} \tag{20}$$

Uma interação, portanto, pode ser forçada a ocorrer em algum ponto do caminho e receber um peso de P_{int}. O ponto de interação ocorre λ MFPs ao longo do caminho, onde λ é amostrado a partir de

$$\lambda = -\ln\left[1 - \eta P_{\text{int}}\right] \tag{21}$$

e η é um valor de aleatório uniformemente amostrado entre 0 e 1. Como cada histórico é forçado a interagir com o paciente, o tempo de cálculo não é desperdiçado em rastrear fótons que passam através do paciente sem interação.

Note que esta abordagem envolve traçar o caminho do fóton através do paciente duas vezes, uma para calcular Λ e novamente para encontrar o ponto de interação. Uma abordagem potencialmente mais eficiente é estimar Λ presumindo alguma espessura uniforme equivalente à da água para o paciente ao longo do caminho do fóton, L (ou seja, $\Lambda^{est} = L/MFP_{água}$,), e em seguida proceder da forma acima. Se o número verdadeiro de MFPs ao longo do caminho do fóton, $\Lambda^{verdadeiro}$, for menor do que Λ_{est}, então ao longo de muitos históricos repetidos uma razão dos pontos de interação forçados é dada por

$$\frac{P_{\text{int}}^{true}}{P_{\text{int}}^{est}} = \frac{1 - e^{-\Lambda^{true}}}{1 - e^{-\Lambda^{est}}} \tag{22}$$

Residirá fora do paciente, e nenhuma energia será depositada por esses históricos. A deposição total de energia em todos os históricos, portanto, será correta. A compensação de eficiência está entre reduzir o número de traçados de caminho de fótons por um fator de 2 e aumentar o número de históricos necessários para compensar aqueles que passam através do paciente sem interação. Isto é determinado pelo valor de L. Note também que a possibilidade de interações do fóton em profundidades equivalentes a > L é ignorada.

Imposição de interação do fóton combinada com divisão de fótons

Nesta implementação, uma estimativa de objeto simulador equivalente a água com L = 45 cm é empregada. O valor de $MFP_{água}$ apropriado para a energia do fóton é obtido dos dados de referência armazenados e é usado para calcular Λ^{est} e, a seguir, P_{int}^{est}, de acordo com a Equação (5).

Para melhorar ainda mais a eficiência do cálculo, cada fóton é dividido em $N_{divisão}$ fótons idênticos, onde

$$N_{split} = N_{\mathbf{nominal}}\, P_{\text{int}}^{est} \tag{23}$$

Aqui, $N_{nominal}$ é uma constante (nesta execução = 90). Cada um desses fótons divididos é, então, forçado a passar por uma interação e a energia depositada decorrente de cada interação recebe um fator de ponderação pós-divisão, W, de

$$W = 1 \big/ N_{\mathbf{nominal}} \tag{24}$$

Portanto, a energia depositada por todos os $N_{divisão}$ fótons é ponderada por P_{int}^{est}, conforme esperado.

Cada um desses fótons divididos é forçado a interagir dentro de uma região fixa ao longo do caminho do fóton, com cada interação ocorrendo em um ponto do caminho posterior ao da interação anterior. A distância até o ponto de interação do n-ésimo fóton dividido a partir do ponto de interação do $(n-1)^{-ésimo}$ fóton dividido, ΛD(n), é dado como um múltiplo de MFPs por amostragem

$$\Delta D(n) = -\ln[1 - W(\eta + n - 1)] - \sum_{a=0}^{a=n-1} \Delta D(a) \tag{25}$$

Aqui, η é um valor aleatório uniformemente amostrado entre 0 e 1 e o termo somatório dá os comprimentos totais das etapas ao longo do caminho do fóton para a $(n-1)^{-ésima}$ interação do fóton dividido. (Note que $1 \leq n \leq N_{divisão}$, e D(a=0) = 0). Pode ser visto na Equação (25) que, à medida que o ponto de interação move-se ao longo do caminho do fóton, ou seja, à medida que n aumenta, o tamanho médio da etapa entre as interações também aumenta. Isto é visto mais claramente se o valor aleatório for definido como constante. Naquela situação, os tamanhos das etapas como uma função de n são ilustrados na Equação (26). A densidade correspondente da interação do fóton, dada por 1/(tamanho da etapa), como uma função da distância ao longo do caminho do fóton, é mostrada na Figura 8 na página 5-41 e é exponencial, conforme esperado.

A maior distância possível ao longo do caminho do próton na qual a n-ésima interação da divisão pode ocorrer, $D^{máx}(n)$, é dada por

$$D^{\max}(n) = -\ln[1 - Wn] \tag{26}$$

e, portanto, a distância máxima na qual a interação final (ou seja, quando n = $N_{divisão}$) pode ocorrer é mostrada substituindo Equação (20), Equação (23) e Equação (24) e Equação (26), dando $D^{máx}(N_{divisão}) = \Lambda^{est}$, o que mostra que todas as interações de fótons divididos são forçadas a ocorrer dentro da geometria estimada do objeto simulador de água, como pretendido.

Como dito anteriormente, se o número real de caminhos livres médios ao longo do caminho do fóton dentro do paciente, $\Lambda^{verdadeiro}$, for menor do que Λ^{est}, então a razão de fótons divididos dada por Equação (22) interagirá fora do paciente e não depositará energia. Portanto, a deposição total de energia pelo histórico inicial do fóton depois da divisão e da interação forçada será calculada com o peso correto

$$P_{\text{int}}^{true}$$

Isto também pode ser mostrado usando a Equação (26) substituindo $D^{máx}(n) = \Lambda^{verdadeiro}$, o que dá o número de partículas divididas que interagem dentro do paciente como

$$P_{\text{int}}^{true} / W$$

e, portanto, um fator de ponderação total por histórico de

$$P_{\text{int}}^{true}$$

Também como dito anteriormente, se $\Lambda^{verdadeiro} > \Lambda^{est}$, então as interações de fótons na região correspondente a uma profundidade equivalente à água > L (= 45 cm) será ignorada.

No modelo real do paciente, o comprimento da etapa física, ΔU(n), entre cada interação é determinada a partir de ΔD(n) calculado usando a Equação (25) e o MFP real no local do voxel em que a etapa inicia, v, ou seja:

$$\Delta U(n) = \Delta D(n)\, MFP(v) \frac{\rho^{est}(v)}{\rho^{true}(v)} \tag{27}$$

Onde ρ^{est} e $\rho^{verdadeiro}$ são a densidade estimada do material usada no cálculo de MFP (dada pela configuração do tipo de material em cada voxel) e a densidade real do paciente obtida da calibração de TC, respectivamente. Se o caminho do fóton tiver quaisquer pontos de interação fora do modelo do paciente (ou seja, fora de todo o campo de visão da TC), então esses pontos são ignorados.

Seleção de histórico de elétrons e algoritmos de rotação

As entradas para este algoritmo são a energia inicial do fóton e a direção. Um registro de histórico de elétron é selecionado do compartimento de energia mais próximo da energia do fóton. Os registros são selecionados sequencialmente de cada compartimento de energia e, quando o registro final em qualquer compartimento for atingido, a sequência é repetida a partir do primeiro registro.

O registro inteiro é lido para a memória, incluindo todos os passos da partícula e os parâmetros que descrevem todos os fótons terciários gerados dentro deste histórico (o conteúdo do registro é descrito de forma mais completa em outro local). Como a direção do fóton inicial usada para gerar os registros (verticalmente para baixo) é geralmente diferente daquela dos fótons iniciais no cálculo de dose do paciente, cada passo da partícula e direção do fóton terciário é então girada para que sua direção relativa ao modelo do paciente esteja correta.

Finalmente, o peso do fóton é modificado por 2 fatores: i) como a energia do fóton, $E_{fóton}$, não corresponderá exatamente àquele usado para gerar as interações no compartimento de energia mais próximo, $E_{compartimento}$, o peso do fóton é modificado de acordo com a razão da energia real para a do compartimento, e ii) o fator de ponderação da fluência $W_{fluência}$ do fóton inicial, conforme descrito na seção de amostragem de fótons. Portanto, o peso final, W’, é dado por

$$W' = W \frac{E_{photon}}{E_{bin}} W_{fluence} \tag{28}$$

onde o pelo inicial W é explicado acima. Este fator de ponderação é aplicado à energia depositada por todas as partículas dentro do registro.

Algoritmos de repetição de histórico de elétron e roleta russa

As entradas para este algoritmo são o ponto de interação do fóton e o registro de histórico de elétron selecionado anteriormente (que já foi girado para a orientação correta relativa ao caminho do fóton). Uma visão geral deste algoritmo é dada na Figura 9 na página 5-42. As seções destacadas são descritas em mais detalhes abaixo.

Processamento de fóton de Compton

O fóton resultante de uma interação de dispersão de Compton é processado antes do cálculo de transporte do elétron. Se a energia do fóton disperso do registro do histórico do elétron for inferior a Pcut (= 10 keV), então essa energia multiplicada pelo fator de ponderação W' será depositada no voxel atual. Caso contrário, um procedimento de roleta russa é executado e um fóton é excluído, a não ser que a inequação

$$\eta < W' \tag{29}$$

está satisfeito, onde η é um número de aleatório uniformemente amostrado entre 0 e 1. Neste caso, o fóton disperso fica armazenado na pilha de cálculo, para processamento posterior.

Transporte da partícula do voxel por passo

A energia perdida em cada passo é depositada em 1 ou mais voxels. A direção do passo é lida do Registro do Histórico do Elétron, juntamente com a energia perdida total, E_{passo}, e o comprimento total do passo, L_{passo}.

Começando no ponto de interação inicial, a distância até a fronteira do voxel ao longo da direção do passo, $r_b(v)$, é calculada. Se $r_b(v) > L_{passo}/\rho(v)$, onde $\rho(v)$ é a densidade do voxel, então toda a energia do passo multiplicada pelo fator de ponderação W' é depositada dentro deste voxel e o passo é concluído. Caso contrário, a energia depositada dentro deste voxel, $E_{dep}(v)$, é dada por

$$Edep(v) = W' E_{step} \frac{r_b(v)}{L_{step}} \rho(v) \tag{30}$$

$r_b(v)$ é então recalculado como a distância entre os pontos nos quais o passo entra e deixa o próximo voxel e o processo se repete até $r_b(v) > L_{passo}/\rho(v)$, em cujo ponto a energia remanescente é depositada no voxel atual e o passo é concluído.

1. Se essa for a etapa final da partícula no registro, assim que a energia atual da partícula for menor que um limiar E_{corte} (= 0,7 MeV, incluindo a energia de massa restante), então
2. A energia eletrônica restante é depositada sobre múltiplos voxels usando um transporte simplificado de partículas, em que a partícula se desloca em linha reta seguindo sua trajetória atual até que a energia restante seja totalmente depositada e a energia depositada em cada voxel ao longo dessa trajetória é fornecida por

$$Edep(v) = \frac{S(E)}{\rho} r_b(v)\rho(v)(1 + 0.7\rho(v)) \tag{31}$$

O primeiro termo ao lado direito de Equação (31) é o poder de parada em massa da colisão para o material relevante (tecido mole ou ar). O produto dos três primeiros termos ao lado direito é a energia perdida para colisões inelásticas de baixa energia, de acordo com a aproximação da desaceleração contínua, e o termo final se aproxima da energia adicional depositada na trajetória real de elétrons mais convoluída. O objetivo desse método de transporte simplificado é evitar o depósito errôneo de toda a energia restante em um voxel de densidade muito baixa, que pode causar características de voxel único de dose muito alta na distribuição final da dose.

NOTA: O algoritmo simplificado de transporte de partículas reduz a frequência e a magnitude dos brilhos não físicos de altas doses em regiões de baixa densidade.

Ações após as interações da partícula no final de cada passo

Várias interações de partículas são possíveis no final de cada passo e os passos do algoritmo resultante são descritos abaixo:

- Nenhuma interação, partícula permanece – continuar a rastrear a partícula.
- Nenhuma interação, percurso da partícula termina – terminar de rastrear esta partícula e depositar qualquer energia remanescente no voxel atual.
- Bremsstrahlung – tratar o fóton resultante da mesma forma que um fóton disperso de Compton, ou seja, depositar a energia no voxel atual (se energia < P_{cut}) ou roleta russa e depositar na pilha de cálculo do fóton, se passar. Continuar rastreando a partícula.
- Dispersão de Bhaba ou Møller. Terminar de rastrear esta partícula e registrar os detalhes dos 2 elétrons dispersos resultantes (dispersão de Møller) ou o elétron e o pósitron (dispersão de Bhaba) na pilha de partículas para transporte posterior.
- Aniquilação – Terminar de rastrear esta partícula. Tratar os fótons de aniquilação resultantes da mesma forma que um fóton disperso de Compton, ou seja, depositar a energia no voxel atual (se energia < P_{cut}) ou roleta russa e depositar na pilha de cálculo do fóton, se passar. Depositar qualquer excesso de energia neste voxel.

Figura 6 Visão geral do algoritmo de transporte de fótons e partículas

Uma descrição mais completa das caixas sombreadas é dada no texto. P_{cut} é definido como 10 keV.

Figura 7 O comprimento do passo entre interações sucessivas do fóton dividido aumenta com a distância ao longo do caminho do fóton

Figura 8 A densidade da interação do fóton (1/comprimento do passo) como uma função da distância ao longo do caminho do fóton para os dados do comprimento do passo é apresentada na Figura 7 na página 5-40. A densidade da interação diminui exponencialmente com a distância (como mostra a curva exponencial ajustada), conforme esperado.

Figura 9 Uma visão geral do algoritmo de transporte de partículas As seções destacadas são descritas em maiores detalhes no texto. E_{cut} é definido como 0,7 MeV, incluindo a massa da partícula em repouso. EHR = Electron History Record (Registro do histórico do elétron).

Exibição da dose

Conforme descrito na seção de somatório da dose, a produção do algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é a dose absorvida e a incerteza estatística associada neste valor em cada voxel do modelo do paciente. Nesta seção, são dados detalhes das opções para suavizar esses dados, normalização e exibição dos dados.

Filtragem de dose para pontos quentes artificiais

O volume da dose bruta obtido como saída do algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) pode conter pontos quentes artificiais isolados com números de CT muito baixos. A incerteza no cálculo de dose para esses voxels com número baixo de CT é normalmente maior do que a incerteza do volume circundante.

Antes que o algoritmo de suavização seja aplicado, um filtro desparkling é aplicado ao volume da dose bruta para remover esses pontos quentes artificiais. Veja na Tabela 3 a ilustração de um pseudocódigo do algoritmo para o filtro desparkling

Tabela 3 Ilustração dos algoritmos de desparkling

Dados de entrada	$\mathbf{V_{bruto}}$	volume da dose original bruta
	$\mathbf{V_{unc}}$	volume da incerteza
	$\mathbf{f_d}$	fator desparkling para o volume de dose[1]
	$\mathbf{f_u}$	fator desparkling para o volume da incerteza
Saída	$\mathbf{V_{des}}$	volume desparkled da dose bruta
Algoritmo	Aplicado filtro de mediana 3D a V_{bruto} para obter V_{med_dose}	
	Aplicado filtro de mediana 3D a V_{unc} para obter V_{med_unc}	
	Para cada voxel em $\mathbf{V_{bruto}}$,	
		Se $\mathbf{V_{bruto}}$ [i] – $\mathbf{V_{med_dose}}$ [i] > $\mathbf{V_{med_dose}}$ [i] * $\mathbf{f_d}$ ou Sef $\mathbf{V_{unc}}$ [i] – $\mathbf{V_{med_unc}}$ [i] > $\mathbf{V_{med_unc}}$ [i] * $\mathbf{f_u}$
		Então, V_{des} [i] = V_{med_dose} [i]
		E também, V_{des} [i] = V_{raw} [i]
	Fim	

1. O fator desparkling para o volume de dose, f_d, está ajustado em 5. O fator desparkling para incerteza, f_d, está ajustado em 3. Esses valores não podem ser modificados pelo usuário.

Algoritmos de suavização

As distribuições de dose do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) exibem ruído devido à incerteza estatística no cálculo de dose em cada voxel. Isto pode ser minimizado aumentando o número de históricos simulados, conforme descrito na seção Preferências do usuário do Manual de Planejamento do Tratamento. Além disso, algoritmos de suavização podem ser úteis para reduzir o nível de ruído e, portanto, auxiliar na interpretação clínica da distribuição de dose. Uma revisão deste assunto é dada por De Smedt et al (2006).

Neste sistema, o usuário pode selecionar entre 5 algoritmos de suavização. O algoritmo de suavização selecionado é aplicado ao volume de dose 3D. Portanto, todas as representações da distribuição de dose, incluindo linhas de isodose, histogramas dose-volume, doses pontuais e parâmetros de qualidade do plano (índice de conformidade, novo índice de conformidade, índice de homogeneidade, doses máxima e mínima por estrutura) são afetadas.

Os algoritmos de suavização são:

1. Média: Média igualmente ponderada de 27 voxels, ou seja, calculando o valor médio dentro de um cubo de 3 x 3 x 3 circundando o voxel do cálculo.
2. Ponderado: Da mesma forma que o Etapa 1, mas com fatores de ponderação que diminuem com a distância até o voxel central. A matriz do fator de ponderação é:

$$\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 2 & 4 & 2 \\ 4 & 8 & 4 \\ 2 & 4 & 2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

3. Gaussiano: Convolução da distribuição de dose com uma função gaussiana 3D, para a qual o usuário pode especificar o desvio padrão σ. O kernel gaussiano é uma matriz de 3 x 3 x 3 voxels. Este é o método de suavização padrão, com um σconfigurável.
4. Gaussiano limitado: Convolução da distribuição de dose com uma função gaussiana 3D, conforme acima, mas o resultado da função gaussiana é modificado de forma que o delta entre a dose bruta e a dose suavizada permanece dentro da incerteza estatística no cálculo da dose em cada voxel.
5. Somente desparkled: Este filtro elimina pontos quentes artificiais com incerteza alta.

O usuário pode selecionar a exibição da distribuição de dose suavizada ou não suavizada (bruta).

Normalização da dose

Por padrão, um plano de tratamento de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é normalizado para a dose máxima do voxel na distribuição de dose suavizada. Isto significa que doses maiores do que 100% são possíveis ao exibir a distribuição de dose bruta. Elas podem ser visualizadas usando a dose padrão de isodose, DVH, e ferramentas de dose pontual.

Exibição da dose e da incerteza da dose

A distribuição de dose 3D subjacente é suavizada e normalizada conforme descrito acima. Os métodos usados para gerar linhas de isodose, HVDs, dose pontual e parâmetros de qualidade do plano desta distribuição são idênticos aos usados no algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (ou seja, eles são independentes do modelo de cálculo de dose).

O usuário pode exibir a incerteza estatística em cada voxel como uma sobreposição de mancha na distribuição de dose. Esta distribuição de incerteza não é modificada pelo algoritmo de suavização.

Além disso, o usuário pode exibir a incerteza estatística em cada voxel usando a ferramenta de dose pontual com os valores de dose bruta e suavizada neste ponto.

Verificação dos cálculos de dose pontual usando algoritmos independentes

É uma prática relativamente comum fazer uma verificação da dose calculada no ponto de referência em um plano de tratamento usando um algoritmo independente de cálculo de dose. Ao aplicar esta prática a planos de tratamento gerados usando o algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) ou comparando Cálculos de dose Monte Carlo com cálculos de dose Ray-Tracing em um ponto de referência, vários desafios novos são introduzidos:

1. A diferença entre um Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) e o resultado de um algoritmo independente pode ser relativamente grande. Isto ocorre porque o algoritmo de cálculo de dose usado para realizar a verificação independente é normalmente bastante simples e, portanto, menos preciso em situações de cálculos complexos de dose. Desta forma, em situações em que existem diferenças sistemáticas entre o algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) mais preciso e um algoritmo mais simples, poderá haver uma diferença relativamente grande entre o plano de tratamento e a verificação independente. Essas diferenças geralmente serão maiores do que aquelas experimentadas quando o plano de tratamento é gerado usando o algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing, pois este algoritmo é relativamente similar aos algoritmos mais simples usados para verificação independente e, portanto, as diferenças para o algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) podem exceder os níveis de tolerância estabelecidos com base nos cálculos de comparação de dose usando dois algoritmos simples.
2. O Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) em qualquer voxel é associado com uma incerteza aleatória (que é exibida como parte do plano de tratamento). Esta é a incerteza da deposição de dose total dentro do voxel. A incerteza aleatória na contribuição de cada feixe individual para a dose dentro de cada voxel pode ser significativamente maior do que a incerteza associada com a dose total e aumenta com o número de feixes usados.
3. O Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) não é executado exatamente no ponto de referência, mas usando uma resolução de voxel definida pelo usuário. A dose total no ponto de referência conforme exibida na etapa **Evaluate** (Avaliar) é extraída a partir deste conjunto de dados 3D por interpolação. Como um algoritmo independente normalmente calcula a dose exatamente no ponto, isto pode causar diferenças em regiões de gradiente alto de dose. Note que a dose do ponto de referência exibido na etapa **Evaluate** (Avaliar) é baseada no volume de dose bruta (se exibição de dose bruta, **Show raw** (Mostrar bruta), for selecionada) ou dose suavizada (se exibição suavizada, **Show smooth** (Mostrar suavizada), ou exibição suavizada e bruta, **Show both** (Mostrar ambas), for selecionada). A exceção a este comportamento é se **Use max dose point** (Use o ponto de dose máxima) for selecionada par definir o ponto de referência, em cujo caso o volume de dose suavizada sempre será usado para calcular a dose do ponto de referência.

4. O cálculo de dose Monte Carlo no ponto de referência a partir de cada feixe individual só pode ser obtido da lista de feixes do tratamento. Isto é gerado a partir dos mapas de feixe individuais que são usados durante a otimização do plano, não do volume final de dose 3D no qual todas as exibições de dose e a prescrição do tratamento se baseiam. O uso desses mapas de feixes para gerar doses de ponto de referência introduzem dois problemas adicionais:
   - A dose não é calculada especificamente no ponto de referência. Em vez disso, a dose é obtida diretamente da geometria do voxel do cálculo Monte Carlo. Se o ponto de referência não estiver no centro de um voxel de cálculo de dose, então a dose calculada no voxel vizinho mais próximo dentro do mapa de feixes é atribuída a ele. Além disso, a dose calculada dentro de cada voxel representa a dose total dentro do voxel, que pode diferir em alto grau daquela liberada em um único ponto dentro do voxel em regiões de gradiente de dose íngreme (por exemplo, próximo à borda do feixe).
   - Valores muito baixos de dose em cada mapa de feixes são truncados para zero.

Recomenda-se que, se o usuário desejar verificar um plano de tratamento gerado por Monte Carlo por cálculo de dose independente em um ponto de referência, então somente a dose total liberada por todos os feixes no ponto de referência deverá ser usada como o método de verificação. Esta abordagem minimiza o impacto dos pontos (2) e (3) acima e remove totalmente o impacto do ponto (4). Portanto, é possível uma comparação válida entre dois cálculos de dose com base nas diferenças físicas entre eles (ponto (1)). Conselhos sobre um método apropriado estão incluídos em “Verificando a dose total em um ponto de referência” na página 5-48.

Verificar o plano de tratamento usando a dose calculada por feixe não é recomendado, pois os problemas citados nos pontos (2) e (4) acima podem tornar uma decisão sobre a precisão física do cálculo de dose mostrado no plano de tratamento muito difícil de obter. No entanto, alguns conselhos sobre a minimização desses efeitos nesta comparação também são dados em “Verificando a dose calculada por feixe em um ponto de referência” na página 5-51.

Verificando a dose total em um ponto de referência

Posicionando o ponto de referência

A localização do ponto de referência determina a precisão do algoritmo mais simples sendo usado para executar a verificação independente. Use os crosshairs para posicionar o ponto de referência manualmente, de acordo com as seguintes diretrizes.

- Não use o ponto de dose máxima.
- Não posicione o ponto de referência em um ponto quente artificial. A incerteza de um ponto quente artificial é significativamente maior do que a dos voxels vizinhos. Consulte “Exibição da dose” na página 5-43.
- Posicione o ponto de referência em uma região de densidade aproximadamente equivalente àquela da água e que não seja próximo às interfaces de tecido, como osso no caso do pulmão.
- Posicione o ponto de referência em um voxel do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo).

  Use a vista axial para posicionar o crosshair. Exiba o mapa de incerteza e aproxime o zoom em torno do volume alvo. Cada pixel de incerteza corresponde a um voxel do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). Posicione o crosshair no centro.

▶ **Para verificar a dose total em um ponto de referência:**

1. No *Accuray Precision* System, execute o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) final usando resolução alta e o nível de incerteza prática mais baixo, normalmente 1 ou 2%.
2. Prescreva o plano de tratamento.
3. Posicione o ponto de referência manualmente em uma região de dose relativamente uniforme dentro do volume alvo. (Consulte “Posicionando o ponto de referência” na página 5-48). Assegure-se de que ***Use max dose point*** (Usar ponto de dose máxima) não esteja selecionado. Clique no botão **Set to Cross-hair Point** (Definir ponto de crosshair).
4. Exiba o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) bruto.

NOTA: Como o ponto de referência está em uma região com incerteza baixa dentro do volume alvo, o uso de algoritmos de suavização poderiam degradar a concordância com o cálculo de dose pontual independente.

5. Registre o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) bruto no ponto de referência conforme relatado na etapa **Evaluate** (Avaliar).

   Isto reflete o valor naquele ponto no volume de dose total. Tanto a avaliação clínica do plano de tratamento quando o processo de prescrição são baseados na dose suavizada do ponto de referência, e não na dose bruta.

   Não some os valores de dose Monte Carlo dose dados por feixe na lista de feixes do tratamento, pois esses valores são obtidos dos mapas de feixes individuais, que são truncados e, portanto, menos precisos do que os valores no volume de dose total. (Os mapas de feixes são usados somente durante a otimização.)

6. Gere o resultado do cálculo de dose independente neste mesmo ponto de referência da maneira usual.

   Normalmente, isto é feito exportando a geometria do feixe da lista de feixes de tratamento para um programa ou planilha separados.

7. Compare a diferença relativa entre os 2 valores com relação a seu nível de investigação local.

   Se a diferença exceder este nível, então estime a diferença esperada entre um Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) e o algoritmo independente mais simples nesta situação específica de planejamento de tratamento.

   Avalie o tamanho do colimador, a densidade do tecido próximo ao ponto de referência, as interfaces do tecido próximo ao ponto de referência e a obliquidade do tecido.

   Considere as diferenças no manuseio de radiação espalhada, correção de obliquidade e desequilíbrio de partículas carregadas entre os algoritmos.

8. Escolha o próximo passo de acordo com os resultados acima:

   - Se a diferença observada for consistente com a diferença esperada, dado um entendimento de ambos os algoritmos e a situação do planejamento do tratamento, registre isto com a aprovação do plano.
   - Se a diferença não for a esperada, considere cálculos adicionais, conforme descrito abaixo. (Consulte “Cálculos adicionais de verificação de dose” na página 5-50.)

Cálculos adicionais de verificação de dose

Se a diferença observada na segunda verificação de dose não for a esperada, os seguintes cálculos podem esclarecer a causa da diferença.

1. Revise a posição do ponto de referência.

   Se o ponto de referência estiver dentro de uma região de densidade muito baixa ou muito alta, ou estiver muito próximo da interface de um tecido, como pulmão com osso ou osso com tecido, então mova-o para longe dessas interfaces e repita a comparação. Mover o ponto de referência desta forma melhora a precisão dos algoritmos de cálculo de dose secundária que não consideram os efeitos da heterogeneidade do tecido na contribuição de dose dispersa de forma tão realística quanto o algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo).

2. Compare o cálculo de dose neste ponto dado pelo algoritmo Ray-Tracing (encontrado na lista de feixes do tratamento) com o resultado do algoritmo de verificação independente.

   Um resultado aceitável verifica que o motivo da diferença reside no algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) propriamente dito, não na geometria do feixe ou no modelo geral do paciente.

3. Altere o modelo de densidade de massa para ***Water/Air*** (Água/Ar) e recalcule a distribuição do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). Compare este resultado com o resultado do algoritmo de verificação independente. (Assegure-se de que o ponto de referência não seja movido durante este processo).

   Isto simplifica o modelo do paciente para um objeto simulador uniforme equivalente à água. Se o algoritmo de verificação independente empregar um método de correção simples de heterogeneidade 1-D, desative-o para esta comparação.

   Um resultado aceitável verifica que as variações na densidade do paciente e/ou a obliquidade da superfície são as causas da diferença.

4. Se o modelo do paciente tiver densidade relativamente uniforme, mas obliquidade significativa, use o procedimento de GQ do plano para sobrepor o plano de tratamento em um objeto simulador de água uniforme do tipo cubo ou objeto simulador de placas equivalente a tecido sólido. Repita a comparação e o cálculo de dose independente para este objeto simulador.

   Um resultado aceitável indica que a diferença resulta da correção de obliquidade que é inerente ao algoritmo de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), mas que está normalmente ausente de um algoritmo de verificação simples.

Verificando a dose calculada por feixe em um ponto de referência

NOTA: Este método não é recomendado para um plano de tratamento de Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) pelos motivos mencionados acima. No entanto, se isto for tentado, então as seguintes informações deverão ser consideradas.

1. Execute o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) final usando resolução alta e o nível de incerteza prática mais baixo (normalmente 1–2%).
2. Prescreva a dose para o plano de tratamento.
3. Posicione o ponto de referência manualmente usando o crosshair em uma região de dose relativamente uniforme dentro do volume alvo. (Consulte “Posicionando o ponto de referência” na página 5-48.)
4. Obtenha a contribuição da dose ao ponto de referência para cada feixe da lista de feixes do tratamento.
5. Expresse a diferença de cada valor para o valor equivalente gerado pelo algoritmo como uma dose absoluta ou relativa à dose total no ponto de referência.

   NOTA: Não expresse a diferença relativa para a dose do feixe no ponto de referência.

6. Para minimizar a incerteza aleatória neste cálculo, execute o seguinte procedimento:
   - Mova o ponto de referência para um local diferente dentro do volume alvo.
   - Assegure-se de que as diferenças na posição correspondam a pelo menos um Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), seguindo o conselho na Etapa 1 na página 5-50.
   - Exporte a lista de feixes e compare o resultado do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com o resultado do algoritmo de verificação independente para cada feixe.
   - Repita as tarefas nesta etapa para até 8 locais individuais dentro do volume alvo.

- Avalie a concordância média entre os 2 cálculos em todos esses pontos de referência, ou seja:

$$diff_{beam} = \frac{1}{\text{Npoints}} \sum_{\text{all points}} (\text{RT}_{\text{dose}} - MC_{dose}) \quad \textbf{(32)}$$

A concordância média entre os 2 algoritmos dentro do volume alvo é estimada para cada feixe.

7. Feixes que excedam o nível de investigação local para sua localização, com base nesta diferença média no cálculo de dose dentro do volume alvo, deverão ser adicionalmente investigados.

- Salve o plano.
- Na etapa **Finetune** (Ajuste fino), defina UM = 0 para todos os feixes, exceto para aqueles sendo investigados.
- Visualize o cálculo de dose para esses feixes individuais e avalie a diferença esperada entre os 2 algoritmos. Considere a posição do(s) ponto(s) de referência relativo(s) ao feixe e os efeitos da densidade do tecido e da obliquidade do paciente naquele feixe. Consulte Figura 12 na página 5-55.

8. Bom base nos resultados da Etapa 7 acima, selecione a próxima etapa:

- Se a diferença observada for consistente com a diferença esperada, dado um entendimento de ambos os algoritmos e a situação do planejamento do tratamento, registre esta explicação e a aprovação do plano.
- Se a diferença observada não for consistente com a diferença esperada, isto é devido a uma incerteza aleatória grande no número limitado de pontos escolhidos ou a uma diferença sistemática entre os 2 algoritmos. Para eliminar o primeiro, recalcule todos os feixes com incerteza muito baixa (0,2%) durante a noite ou um subconjunto de feixes selecionados na etapa **Finetune** (Ajuste fino) com incerteza de 1 – 2%.

  Se o cálculo mostrar boa concordância, o motivo da diferença era a incerteza aleatória do cálculo no número limitado de pontos de referência Se isto não explicar a diferença, considere as etapas de avaliação descritas na Etapa 7 na página 5-49 para cada um desses feixes.

Figura 10 Amostra de colocação do ponto de referência

Amostra de colocação do ponto de referência

A Figura 10 na página 5-53 ilustra os resultados de um cálculo de resolução alta realizado com incerteza baixa (2%).

A posição do ponto de referência é definida usando o crosshair verde em uma imagem axial. A posição está em uma área de gradiente de dose relativamente baixo e baixa incerteza dentro do volume alvo e está em uma posição de densidade equivalente à água, próximo ao centro de um voxel do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo).

O alinhamento com o centro de um voxel do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é determinado usando o mapa de incertezas no plano axial. A coordenada Z do ponto de referência também corresponde exatamente a um local de fatia da CT, como mostrado pela ferramenta de dose pontual.

Neste exemplo, a dose foi calculada usando um algoritmo simples de verificação independente com base em correção, executado com correção efetiva de heterogeneidade de profundidade. O resultado está dentro de aproximadamente 1,5% da dose do ponto de referência do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). A pequena diferença entre os 2 algoritmos é esperada e resulta da falta de heterogeneidade de tecido e obliquidade de superfície significativas.

Figura 11 Amostra de colocação do ponto de referência para um plano de tratamento de pulmão

Amostra de comparação com modelo baseado em correção

A Figura 11 na página 5-54 exibe o ponto de referência que foi definido de acordo com as diretrizes em “Amostra de colocação do ponto de referência” na página 5-53.

O valor do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) no ponto de referência é 15% menor do que a dose calculada no mesmo ponto usando um modelo baseado em correção com correção efetiva de inomogeneidade de profundidade.

A diferença é explicada pela combinação de tecido de baixa densidade do pulmão em volta do ponto de referência e pelo tamanho pequeno do colimador (12,5 mm), que contribui para o desequilíbrio eletrônico significativo que não é levado em conta por modelos que só levam em conta correções de heterogeneidade primária. A dose no ponto de referência é quase sempre superestimada em tais modelos.

Figura 12 Amostra de visualização de feixe único

Amostra de visualização de feixe único

A Figura 12 na página 5-55 exibe uma parte da etapa **Finetune** (Ajuste fino) com o ponto de referência indicado pelo cursor verde. O ponto de referência está dentro do gradiente de dose íngreme na borda do feixe.

Apesar de um plano de tratamento que foi calculado com resolução baixa ou média não poder ser salvo como liberável se o cálculo de dose de ray trace tiver sido usado, planos que tenham sido calculados usando o algoritmo do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) podem ser salvos como liberáveis quando a resolução baixa ou média (voxelização aproximada) tiver sido usada. Portanto, para planos aplicáveis que tenham sido calculados usando o Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) com uma resolução menor do que alta, a dose atribuída a um ponto de referência para um feixe particular pode ser na verdade uma média de uma faixa grande de linhas de isodose que fazem interseção com aquele voxel.

Algoritmos de alvo e otimização do feixe

Esta seção fornece uma descrição dos principais algoritmos de alvo, otimização de feixe, geração de imagens e cálculo de dose.

- A geração de planos de tratamento envolve várias etapas fundamentais:
- Alvo do feixe
- Peso do feixe
- Cálculo da dose

Resolução da grade de cálculo de dose

Os algoritmos de otimização restringem somente aquelas porções de um VOI que estejam dentro da grade de cálculo de dose. Portanto, o algoritmo precisa tratar mais restrições quando a grade tem uma resolução mais fina.

O usuário pode definir a grade de dose para usar resolução baixa, média ou alta. A resolução para baixo, médio e alto é baseada no fator subtraído da resolução de TC.

A otimização consome muitos recursos computacionais. Portanto, o modo baixo não requer tanta utilização de memória e CPU que os modos médio e alto. Use o modo alto para casos em que um VOI pequeno e importante precisa ser restringido. As resoluções da grade de dose estão resumidas na Tabela 4.

Corte de dose para cálculos de dose Ray-Tracing

O volume de dose Ray-Tracing exibido nos espaços de trabalho Sequential (Sequencial) e Conformal (Conformal) (resoluções alta, média e baixa) é calculado como a soma dos mapas de feixes individuais. Em cada mapa de feixes, se a dose em qualquer ponto for menor do que 0,01 cGy/MU, então aquela dose é definida como zero. Esse corte é aplicado a todos os cálculos dentro dos espaços de trabalho Sequential (Sequencial) e Conformal (Conformal).

Nenhum limite é aplicado (ou o limite é 0,00 cGy/MU) para quaisquer cálculos no espaço de trabalho Evaluate. Portanto, o cálculo no espaço de trabalho Evaluate (Avaliar) tenderá a resultar em um valor de dose mais alto em cada voxel do que o cálculo nos passos de otimização, mesmo que a resolução espacial de todos os cálculos seja idêntica.

Tabela 4 Resoluções de grade de dose para o cálculo de dose

Resolução	Finalidade	Tamanho da grade de dose			Volume na grade
		Baixo resolução	Médio resolução	Alto resolução	
Otimização da grade de dose fina para Ray-Tracing	Calcule doses, metas e restrições de alvo e OAR durante a otimização	Resolução de TC subtraída por 4 x 4 x 2	Resolução de TC subtraída por 2 x 2 x 1	Resolução de TC até 512 x 512	Limites da grade de dose fina definida pelo usuário
Otimização de grade de dose fina para Monte Carlo	Calcule doses, metas e restrições de alvo e OAR durante a otimização	128 x 128 x Número de fatias de CT axial para Monte Carlo	256 x 256 x Número de fatias de CT axial para Monte Carlo	Resolução de CT até 512 x 512	Volume da TC completa
Avaliação da grade de dose fina para Ray-Tracing	Calcule e exiba a distribuição de dose de um plano de tratamento	Resolução de TC subtraída por 4 x 4 x 2	Resolução de TC subtraída por 2 x 2 x 1	Resolução de TC até 512 x 512	Limites da grade de dose fina definida pelo usuário
Avaliação da dose fina para Monte Carlo	Calcule e exiba a distribuição de dose de um plano de tratamento	128 x 128 x Número de fatias de CT axial para Monte Carlo	256 x 256 x Número de fatias de CT axial para Monte Carlo	Resolução de TC até 512 x 512	Volume da TC completa

Número total de feixes no espaço de solução de otimização

O *Accuray Precision* System limita o número de feixes no espaço da solução com base em vários fatores, incluindo o método de mira, número de alvos, conjunto de nós e método de otimização.

Para cada ponto de alvo isocêntrico, o número de feixes pode ser tão grande quanto o número de nós no conjunto de caminhos selecionado. O número máximo de pontos de alvo isocêntrico é 32. O número de nodos para cada conjunto de caminho modelo irá depender da configuração do seu Sistema CyberKnife. As variáveis de configuração que podem afetar o número de nós em um conjunto de caminhos do modelo são as seguintes:

- **Localização do detector de raios X**: Detectores dentro do piso, Detectores sobre o piso ou Suporte de câmera baixa de 45°
- **Localização** do robô de **tratamento**: Espelho ou Normal
- **Tipo de mesa de tratamento**: Configuração de carga sentada RoboCouch, Configuração de Tampo de mesa plano RoboCouch ou Mesa de tratamento padrão
- **Configuração de joelho do paciente**: Joelhos para cima ou joelhos planos

Observe que nem todas as permutações destes parâmetros de configuração estão disponíveis juntos. Tabela 5 dá o número de nodos nos conjuntos de caminho da cabeça. Tabela 6 dá o número de nodos nos conjuntos do caminho do corpo, exceto aqueles específicos para tratamentos da próstata. Tabela 7 dá o número de nodos nos conjuntos de caminho específicos da próstata.

Tabela 5 Nós nos conjuntos de caminhos da cabeça

	Conjunto do caminho			
Configuração	**1Path_Head**	**ShortPath_Head**	**Even_Paths_Head**	**trigêmeos**
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos para cima	130	69	130	113
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho	133	69	133	115
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos para cima	127	69	127	115
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal	130	69	130	116

	Conjunto do caminho			
Configuração	**1Path_Head**	**ShortPath_Head**	**Even_Paths_Head**	**trigêmeos**
Suporte de câmera a 45°, Espelho	119	62	119	101
Suporte de câmera a 45°, Normal	119	62	119	106

Tabela 6 Nós nos conjuntos de caminhos do corpo não especificamente projetados para tratamentos de próstata

	Conjunto do caminho		
Configuração	**1Path_Body**	**ShortPath_Body**	**Even_Paths_Body**
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos planos	109	60	109
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos para cima	71	42	71
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho	114	62	114
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos planos	109	57	109
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos para cima	74	41	74
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal	117	62	117
Suporte de câmera a 45°, Espelho	107	58	107
Suporte de câmera a 45°, Normal	106	58	106

Tabela 7 Nós nos conjuntos de caminhos da próstata

	Conjunto do caminho				
Configuração	**Próstata**	**Próstata InTempo**	**Próstata curta**	**Próstata InTempo curta**	**Próstata reduzida**
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos planos	104	70	58	41	22
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos para cima	67	49	40	30	14
Dentro do piso ou sobre o piso, Espelho	109	71	60	41	23
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos planos	106	72	57	42	21
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal, Carga sentada do RoboCouch, Joelhos para cima	71	52	39	29	14
Dentro do piso ou sobre o piso, Normal	114	73	60	43	23
Suporte de câmera a 45°, Espelho	102	66	56	37	23
Suporte de câmera a 45°, Normal	103	66	56	39	23

Com base no que foi apresentado acima, o número máximo de feixes com alvos isocêntricos é, portanto, 32 x 133 = 4.256 feixes.

Na etapa **Sequential** (Sequencial), o número de feixes com alvos não isocêntricos é baseado no número de colimadores selecionados. Para 1 colimador, são gerados 2.000 feixes; para 3 colimadores, são gerados 3.000 e, para 12 colimadores, são gerados 6.000 feixes.

Em Otimização Sequencial, o conjunto da solução pode consistir na soma do número de feixes com alvos isocêntricos e não isocêntricos. Portanto, o número máximo de feixes potenciais em um único plano de tratamento é 10.256 feixes, se houver 32 isocentros como alvos e 12 colimadores forem usados para gerar um plano de tratamento usando Otimização Sequencial.

Esses números são o máximo absoluto de feixes que um único plano de tratamento pode ter. Na prática, no entanto, soluções ideais requerem significativamente menos feixes, normalmente menos do que 200.

Alvo do feixe

Depois que o tamanho do colimador tiver sido selecionado, os eixos precisam ser direcionados ao alvo do tratamento. O planejamento do tratamento para o Sistema CyberKnife inclui esses métodos fundamentais de alvos de feixes:

- Alvo isocêntrico
- Posicionamento manual do feixe

Alvo isocêntrico

O *Accuray Precision* System permite que o usuário mire alvos isocentricamente. Para cada isocentro definido, um único feixe de cada nó robô de tratamento é direcionado para o isocentro definido. Para tratamentos de um ou de vários isocentros, é possível reduzir o tempo do tratamento usando somente feixes de 1 ou 2 caminhos para tratar um isocentro definido. Esta capacidade pode ser especialmente útil se os isocentros não tiverem o mesmo diâmetro.

No *Accuray Precision* System, os isocentros são exibidos em vistas 2D como círculos, e em vistas 3D como esferas, ambas correspondentes ao diâmetro do colimador usado para o feixe do isocentro, com uma legenda anexada exibindo o tamanho do colimador.

Para o planejamento isocêntrico, a regra geral mais comum é escolher o menor colimador que cubra totalmente o volume alvo ou uma grande porcentagem dele.

Como o tamanho do campo de um dado colimador é definido com SAD de 800 mm, o tamanho de campo real para tratamentos do corpo é maior do que o tamanho do campo nominal, pois as SADs do caminho do corpo estão tipicamente entre 900 e 1.000 mm.

A convenção de tamanho de campo acima superestima o alcance do feixe para tratamentos do nervo trigêmeo porque o tamanho do campo é, na verdade, menor do que esses feixes, uma vez que a SAD do caminho trigêmeo está entre 650 e 750 mm. A distribuição de dose, no entanto, é representada de forma precisa porque é ajustada para alterações no tamanho do campo.

Otimização Sequencial

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Base matemática para a Otimização Sequencial” na página 5-65
- “Restrições aplicadas à minimização de F(x)” na página 5-74
- “Limites de UM, limites de VOI e objetivos” na página 5-75
- “Restrições estabelecidas pelas etapas de otimização e relaxamento” na página 5-79
- “Ordenando as etapas” na página 5-82
- “Exemplos clínicos” na página 5-85
- “Redução do feixe” na página 5-90
- “Redução de tempo” na página 5-91
- “Seleção automática do colimador” na página 5-97

A formulação dos objetivos de planejamento na Otimização Sequencial difere de abordagens mais convencionais de otimização, onde vários objetivos são agrupados em uma única função de custo e otimizados simultaneamente. O algoritmo Otimização Sequencial é executado sequencialmente em uma série de etapas individuais de otimização. Cada etapa executa uma otimização de programação linear aplicada a uma única função de custo do objetivo, projetada para corresponder a um objetivo clínico específico. Os objetivos disponíveis incluem a maximização da cobertura de volume alvo por um nível de dose definido, a homogeneidade de dose do volume alvo, a conformidade da distribuição de dose em torno do volume alvo, a minimização da dose média ou máxima para estruturas críticas, a minimização do volume de estruturas críticas que excedam a dose, a maximização do volume das estruturas alvo que excedam uma dose e a minimização do total de unidades monitoras.

A sequência de etapas é definida pelo usuário para corresponder aos objetivos clínicos gerais. Este processo substitui a definição manual de fatores de ponderação numéricos necessários para priorizar cada objetivo de uma função de custo de vários objetivos em várias abordagens convencionais de otimização. Portanto, o conhecimento clínico do usuário é aplicado mais diretamente ao problema do planejamento do tratamento.

O processo de Otimização Sequencial prossegue da seguinte forma:

1. Os limites (restrições absolutas) são definidos de tal forma que não possam ser violados durante as etapas de otimização. As restrições disponíveis são: UM máxima para cada feixe, para cada nó e para todo o plano de tratamento, e doses máximas específicas para cada VOI na otimização.
2. A primeira etapa de otimização é necessária para agir no volume alvo. A etapa inclui um tipo de otimização (otimizar dose mínima, cobertura da dose ou homogeneidade da dose) e uma dose para agir como valor alvo para a etapa de otimização. A primeira etapa de otimização sempre agirá para aumentar a dose liberada ao alvo sem violar nenhuma das restrições de UM, shell ou dose máxima absoluta do VOI.
3. O resultado de cada etapa de otimização é retido como uma restrição adicional para todas as etapas subsequentes de otimização. Portanto, a sequência na qual as etapas são executadas é um fator-chave na determinação das compensações entre vários objetivos clínicos. O resultado de cada etapa pode ser retido inalterado como uma nova restrição ou o resultado pode ser relaxado antes de ser aplicado como restrição. Se nenhum relaxamento for aplicado, as etapas subsequentes poderão ter pouco espaço para otimização adicional. Por outro lado, um relaxamento razoável das restrições de limitação geralmente tem um pequeno impacto no resultado obtido pela etapa atual e permite que etapas subsequentes explorem um intervalo maior de valores de variáveis em sua otimização.
4. A otimização prossegue sequencialmente pelas etapas de otimização para criar o plano de tratamento, um objetivo clínico de cada vez. Como o resultado de cada etapa é aplicado como uma nova restrição para todas as etapas subsequentes, qualquer objetivo de planejamento já otimizado (e usado depois do relaxamento para atualizar uma restrição) não degradará como resultado de etapas posteriores de otimização.

Base matemática para a Otimização Sequencial

Cada etapa do processo de otimização sequencial envolve a minimização da função linear de custo F(x), onde x pode ser uma única variável explícita pouco relevante, como $S^{VOI}_{\text{maximize_min}}$, um conjunto de variáveis explícitas, como o $S^{voxel}_{\text{maximize_mean}}$, ou os pesos do feixe, W^{Beams}:

$$\begin{aligned}\mathrm{F(x)} = {} & c_{\text{maximize_min}} S^{VOI}_{\text{maximize_min}} \quad \text{ou} \quad c_{\text{minimize_max}} S^{VOI}_{\text{minimize_max}} \quad \text{ou} \\ & c_{\text{maximize_mean}} \sum_{voxels} S^{voxel}_{\text{maximize_mean}} \quad \text{ou} \quad c_{\text{minimize_mean}} \sum_{voxels} S^{voxel}_{\text{minimize_mean}} \quad \text{ou} \\ & c_{\text{minimize_DV}} S^{Shell}_{\text{minimize_DV}} \quad \text{ou} \quad c_{\text{maximize_DV}} S^{VOI}_{\text{maximize_DV}} \quad \text{ou} \\ & c_{\text{minimize_MU}} \sum_{Beams} \mathrm{W}^{Beams}\end{aligned} \tag{33}$$

de tal forma que

$$A \cdot x \begin{cases} \leq RHS_{\max} \\ \geq RHS_{\min} \end{cases}$$

onde A é a matriz de coeficientes e os valores de RHS são as restrições de voxel.

A minimização da função de custo é executada usando o método Simplex. Na maioria dos casos, os coeficientes *c* são definidos como unidade ou zero. Para a maioria dos tipos de etapas, os coeficientes são definidos como unidade ou zero. Ao maximizar o volume em uma dose específica para um VOI alvo, os coeficientes c são adaptados durante a etapa sequencial. A natureza sequencial do algoritmo é obtida ao definir somente um coeficiente c para um valor diferente de zero e todos os outros coeficientes para zero durante o procedimento de otimização. Portanto, a função de custo é reduzida a somente um dos sete termos descritos na Equação (33). A natureza sequencial do algoritmo é obtida ao definir somente um coeficiente *c* para a unidade e todos os outros coeficientes para zero durante o procedimento de minimização. Portanto, a função de custo é reduzida a somente um dos cinco termos descritos na Equação (33) e também é aplicada a somente um VOI de cada vez (com a exceção do último termo, que se aplica ao total de unidades monitoras). O procedimento geral de otimização é implementado como uma série de etapas nas quais os coeficientes variam a cada etapa. Os sete termos dentro da função de custo são descritos abaixo.

Cada processo de minimização é restringido de tal forma que a solução não pode violar os limites superior ou inferior, o $RHS_{máx}$ ou $RHS_{mín}$, representando objetivos clínicos. Somente restrições de limite superior podem ser definidas antes da otimização. Todas as restrições de limite inferior são inicialmente definidas como zero. Isto significa que o problema de otimização inicial é sempre viável. Restrições adicionais de limite superior e inferior são adicionadas ao problema com base nos resultados de cada etapa de otimização. Como as restrições de nível inferior só podem ser definidas com base nos resultados de uma etapa de otimização, é garantido que o problema permanecerá viável durante o processo de minimização. As restrições de limite superior e inferior estão resumidas na Tabela 8 na página 5-74.

Quando objetivos são definidos (alterando os valores de *RHS* na Equação (33) para os valores do objetivo) abaixo das restrições máximas atuais (RHS_{max}) ou acima das restrições mínimas (RHS_{min}), é possível que os novos valores de *RHS* resultem em um problema inviável sem soluções. Para evitar isto, variáveis não relevantes (como mostrado na função do objetivo na Equação (33) acima) são subtraídas ou adicionadas ao problema para evitar a inviabilidade. Inicialmente, antes que a etapa tenha sido otimizada, essas variáveis não relevantes explícitas são uma medida do quanto a restrição do objetivo é mais limitada do que a restrição atual (para os voxels de um dado VOI). Depois que a otimização tiver minimizado a variável não relevante explícita alterando os pesos dos feixes (o que resulta em alterar a dose para os voxels no problema), as variáveis não relevantes explícitas otimizadas são uma medida do quanto as doses dos voxels estão distantes da restrição do objetivo para o VOI cujo objetivo está sendo otimizado na etapa.

Por exemplo, um VOI com uma dose máxima restringida para ser menor do que 3.000 cGy poderá ter um objetivo de etapa de OMA para minimizar a dose máxima para 2.000 cGy. Então, antes da otimização de OMA, a variável explícita $S^{VOI}_{\text{minimize_max}}$ estaria definida a 3.000 – 2.000 = 1.000 e a restrição máxima da dose (RHS_{max}) seria 2.000 (o coeficiente da matriz A do $S^{VOI}_{\text{minimize_max}}$ é -1, assim a variável é subtraída de cada dose de voxel). Portanto, cada dose, que foi restringida para ser ≤ 3.000, agora tem a dose de relação –1.000 ≤ 2.000, e o problema permanece viável. Depois da otimização, as doses dos voxels mudam e o valor mínimo que precisa ser subtraído da maior dose (no VOI otimizado) para torná-lo ≤ 2.000 é 100, este valor é otimizado de $S^{VOI}_{\text{minimize_max}}$. A nova restrição para este VOI é a dose –100 ≤ 2.000. Antes de continuar para a etapa seguinte, colocamos na forma padrão e adicionamos o delta de relaxamento (isto é, 50) para ter a restrição final: dose ≤ 2.000 + 100 + 50 = 2.150 cGy. Portanto, 2.150 é definido no $RHS_{máx}$ como a restrição máxima atualizada para este VOI e o $S^{VOI}_{\text{minimize_max}}$ é = 0.

Maximizar dose mínima

$c_{\text{maximize_min}} S^{VOI}_{\text{maximize_min}}$

Este termo, conforme descrito acima, mede a lacuna de viabilidade inicial entre a restrição $RHS_{\text{máx}}$ e o objetivo das etapas, e o desvio da dose mínima do VOI ($D^{VOI}_{\min}$) abaixo do valor do objetivo definido pelo usuário ($G^{VOI}_{\text{maximize_min}}$). Esses limites iniciais para a variável não relevante explícita são dados por

$$\begin{aligned} RHS_{\min} &= \min\left(oldRHS^{voxel}_{\min}\right) \quad \forall voxel \in VOI \\ ClippedGoal &= \max\left(\mathrm{G}^{VOI}_{\text{maximize_min}}, RHS_{\min}\right) \\ \mathrm{S}^{VOI}_{\text{maximize_min}} &\le \max\left(0, ClippedGoal - RHS_{\min}\right) \quad \forall voxel \in VOI \\ currentRHS^{voxel}_{\min} &= ClippedGoal \quad \forall voxel \in VOI \end{aligned} \tag{34}$$

Portanto, minimizar este termo dentro da função de custo aumenta a dose mínima dentro do VOI para ser o mais próximo possível de ser atingido no valor do objetivo sem violar as restrições existentes. Este termo é implementado como a etapa Otimizar mínimo (OMI) e está disponível somente para alvos. Consulte Tabela 10 na página 5-77.

Depois da etapa OMI, a dose mínima ideal é retida como uma restrição de dose adicional aplicada a todos os voxels no VOI. Esta restrição de dose adicional é dada por

$$\begin{aligned} oldRHS_{\min} &= \min\left(oldRHS^{voxel}_{\min}\right) \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI\ \left(from\ previous\ step\right) \\ newRHS^{voxel}_{\min} &= \max\left(oldRHS_{\min}, \left(currentRHS^{voxel}_{\min} - F(x) - \mathrm{R}^{VOI}_{\text{maximize_min}}\right)\right) \\ &\quad \forall voxels\ in\ the\ VOI \end{aligned} \tag{35}$$

onde $newRHS^{voxel}_{\min}$ é a mesma restrição mínima atualizada para cada voxel e, portanto

$D^{voxel} \ge newRHS^{voxel}_{\min} \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI$

e onde $R^{VOI}_{\text{maximize_min}}$ é um valor de relaxamento definido pelo usuário. Esta restrição de dose adicional não pode ser definida abaixo da dose mínima do VOI definida em uma etapa anterior de otimização. Isto garante que a dose mínima dentro do VOI só possa aumentar à medida que etapas de otimização subsequentes sejam executadas.

Minimizar dose máxima

$c_{\text{minimize_max}} S^{VOI}_{\text{minimize_max}}$

Este termo, conforme descrito acima, mede a lacuna de viabilidade inicial entre a restrição $RHS_{\text{máx}}$ e o objetivo das etapas, e o desvio da dose máxima do VOI ($D^{VOI}_{\max}$) acima do valor do objetivo definido pelo usuário ($G^{VOI}_{\text{minimize_max}}$). Esses limites iniciais para a variável não relevante explícita são dados por

$$\begin{aligned} RHS_{\max} &= \max(oldRHS^{voxel}_{\max}) \quad \forall voxel \in VOI \\ ClippedGoal &= \min(\mathrm{G}^{VOI}_{\text{minimize_max}}, RHS_{\max}) \\ \mathrm{S}^{VOI}_{\text{minimize_max}} &\leq \max(0, RHS_{\max} - ClippedGoal) \quad \forall voxel \in VOI \\ currentRHS^{voxel}_{\max} &= ClippedGoal \quad \forall voxel \in VOI \end{aligned} \tag{36}$$

Portanto, minimizar este termo dentro da função de custo reduz a dose máxima dentro do VOI para ser o mais próximo possível de ser atingido no valor do objetivo sem violar as restrições existentes. Este termo é implementado como a etapa Otimizar máximo (OMA) quando aplicado a uma estrutura crítica e como a etapa Otimizar conformidade (OCI) quando aplicado a um shell automático. Consulte Tabela 10 na página 5-77. Depois desta etapa de otimização, a dose máxima ideal é retida como uma restrição de dose adicional aplicada a todos os voxels no VOI. Esta restrição adicional é dada por

$$\begin{aligned} oldRHS_{\max} &= \max(oldRHS^{voxel}_{\max}) \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI\ (from\ previous\ step) \\ newRHS^{voxel}_{\max} &= \min(oldRHS_{\max}, (currentRHS^{voxel}_{\max} + F(x) + \mathrm{R}^{VOI}_{\text{minimize_max}})) \\ &\quad \forall voxels\ in\ the\ VOI \end{aligned} \tag{37}$$

onde $newRHS^{voxel}_{\max}$ é a restrição máxima atualizada para cada voxel e, portanto

$D^{voxel} \leq newRHS^{voxel}_{\max} \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI$

e onde $R^{VOI}_{\text{minimize_max}}$ é um valor de relaxamento definido pelo usuário. Esta nova restrição de dose não pode ser definida acima da dose máxima do VOI definida antes da otimização ou em uma etapa anterior de otimização. Isto garante que a dose máxima dentro do VOI só possa diminuir à medida que etapas de otimização subsequentes sejam executadas.

Maximizar dose média

$$c_{\text{maximize_mean}} \sum_{voxels} S^{voxel}_{\text{maximize_mean}}$$

O termo, conforme descrito acima, mede a lacuna de viabilidade inicial entre a restrição $RHS_{\max}$ e o objetivo das etapas, e a soma dos desvios da dose em cada voxel (D^{voxel}) abaixo do valor do objetivo definido pelo usuário ($G^{VOI}_{\text{maximize_mean}}$). Esses limites iniciais para a variável não relevante explícita são dados por

$$\begin{aligned} RHS_{\min} &= \min\left(oldRHS^{voxel}_{\min}\right) \quad \forall voxel \in VOI \\ ClippedGoal &= \max\left(\mathrm{G}^{VOI}_{\text{maximize_mean}}, RHS_{\min}\right) \\ \mathrm{S}^{voxel}_{\text{maximize_mean}} &\leq \max\left(0, ClippedGoal - RHS_{\min}\right) \quad \forall voxel \in VOI \\ currentRHS^{voxel}_{\min} &= ClippedGoal \quad \forall voxel \in VOI \end{aligned} \tag{38}$$

Portanto, minimizar este termo dentro da função de custo aumenta o máximo possível o volume recebendo pelo menos o valor do objetivo sem violar as restrições existentes. Este termo é implementado como as etapas Otimizar cobertura (OCO) e Otimizar homogeneidade (OHI) e está disponível somente para alvos. As etapas Otimizar cobertura e Otimizar homogeneidade diferem somente nos objetivos. Consulte Tabela 10 na página 5-77. Depois desta etapa de otimização, a cobertura ou homogeneidade ideal é retida como restrições de dose adicional aplicadas a todos os voxels no VOI. As restrições adicionais são dadas por

$$\begin{aligned} oldRHS_{\min} &= \min\left(oldRHS^{voxel}_{\min}\right) \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI\ \left(from\ previous\ step\right) \\ newRHS^{voxel}_{\min} &= \max\left(oldRHS_{\min}, \text{mín}\left(currentRHS^{voxel}_{\min}, D^{voxel} - R^{VOI}_{\text{maximize_mean}}\right)\right) \\ &\quad \forall voxels\ in\ the\ VOI \end{aligned} \tag{39}$$

onde $newRHS^{voxel}_{\min}$ é a restrição mínima atualizada para cada voxel e, portanto

$D^{voxel} \geq newRHS^{voxel}_{\min} \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI$

Onde $R^{VOI}_{\text{maximize_mean}}$é um valor de relaxamento definido pelo usuário. Nenhum voxel é restringido a valores de dose acima do objetivo, pois isto restringiria em excesso o problema para as etapas subsequentes. Essas novas restrições não podem ser relaxadas abaixo da dose mínima do VOI definida em uma etapa anterior de otimização. E, se a dose mais baixa dentro do VOI for maior do que a dose mínima anterior do VOI, ela a substitui. Isto garante que a dose mínima dentro do VOI só possa aumentar à medida que etapas de otimização subsequentes sejam executadas.

Minimizar dose média

$$c_{\text{minimize_mean}} \sum_{voxels} S^{voxel}_{\text{minimize_mean}}$$

O termo, conforme descrito acima, mede a lacuna de viabilidade inicial entre a restrição $RHS_{\max}$ e o objetivo das etapas, e a soma dos desvios da dose em cada voxel (D^{voxel}) acima do valor do objetivo definido pelo usuário ($G^{VOI}_{\text{minimize_mean}}$). Esses limites iniciais para a variável não relevante explícita são dados por

$$\begin{aligned} RHS_{\max} &= \max\left(oldRHS^{voxel}_{\max}\right) \quad \forall voxel \in VOI \\ ClippedGoal &= \min\left(G^{VOI}_{\text{minimize_mean}}, RHS_{\max}\right) \\ S^{voxel}_{\text{minimize_mean}} &\le \max\left(0, RHS_{\max} - ClippedGoal\right) \quad \forall voxel \in VOI \\ currentRHS^{voxel}_{\max} &= ClippedGoal \quad \forall voxel \in VOI \end{aligned} \tag{40}$$

Portanto, minimizar este termo dentro da função de custo diminui o máximo possível o volume recebendo mais do que o valor do objetivo sem violar as restrições existentes. Este termo é implementado como a etapa Otimizar média (OME) e está disponível somente para estruturas críticas. Consulte Tabela 10 na página 5-77. Depois desta etapa de otimização, a dose média ideal é retida como uma restrição de dose adicional aplicada a todos os voxels no VOI. As novas restrições são dadas por

$$\begin{aligned} oldRHS_{\max} &= \max\left(oldRHS^{voxel}_{\max}\right) \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI\ \left(from\ previous\ step\right) \\ newRHS^{voxel}_{\max} &= \min\left(oldRHS_{\max}, \text{máx}\left(currentRHS^{voxel}_{\max}, D^{voxel} + R^{VOI}_{\text{minimize_mean}}\right)\right) \\ &\quad \forall voxels\ in\ the\ VOI \end{aligned} \tag{41}$$

onde $newRHS^{voxel}_{\max}$ é a restrição máxima atualizada para cada voxel e, portanto

$$D^{voxel} \le newRHS^{voxel}_{\max} \quad \forall voxels\ in\ the\ VOI$$

e onde $R^{VOI}_{\text{minimize_mean}}$ é um valor de relaxamento definido pelo usuário. Nenhum voxel é restringido a valores de dose abaixo do objetivo, pois isto restringiria em excesso o problema para as etapas subsequentes. Estas novas restrições não podem ser definidas acima da dose máxima do VOI definida antes da otimização ou em uma etapa anterior de otimização. Se a dose mais alta dentro do VOI for menor do que a dose máxima do VOI anterior, o novo valor será usado. Isto garante que a dose máxima dentro do VOI só possa diminuir à medida que etapas de otimização subsequentes sejam executadas.

Minimizar o objetivo do volume da dose

$c_{\text{minimize_DV}} \cdot S^{Shell}_{\text{minimize_DV}}$

Esta etapa é similar à etapa de minimização da dose máxima. Para a minimização de um volume de dose, no entanto, em vez de minimizar a dose para todo o VOI crítico, a dose é minimizada para um shell que particiona o VOI em dois volumes. Portanto, as variáveis sem relevância explícitas são formadas de forma similar a maximizar o objetivo de dose máxima da Equação (36).

Este shell de otimização é encontrado a partir do volume especificado do usuário que não pode exceder a dose dada. Para encontrar o shell, uma máscara é criada a partir dos voxels no VOI que dá a distância de cada voxel ao VOI alvo mais próximo. Os voxels são então ordenados do mais próximo para o mais distante do VOI alvo. O voxel que divide o VOI em dois volumes é encontrado e uma faixa de voxels, com base nas dimensões do voxel, é extraída como o shell fino otimizado nesta etapa. Quando o volume que pode exceder a dose especificada for muito pequena (≤4,9% do volume total do VOI), o shell inclui todos os voxels que estão mais próximos do voxel que particiona o VOI crítico.

Este método presume um gradiente uniforme da dose em todo o VOI crítico. Para permitir alguma variação, um conjunto restrito de variáveis não relevantes é usado para permitir alguma variação da dose dentro do shell.

$$c_{minimize_DV} \sum_{Shell} S^{Shell}_{minimize_DV} - \delta^{Shell} \text{, where}$$
$$\sum_{Shell} \delta^{Shell} < (\delta \cdot \mathrm{N}_{Shell}) \quad \text{, where} \tag{42}$$

N_{Shell} é o número de voxels no shell e δ d é constante, usada para controlar a ondulação da linha de isodose no shell.

Depois que a etapa de otimização for concluída, o objetivo é convertido em uma restrição. Para objetivos de volume de dose, o relaxamento é um relaxamento de volume. Portanto, nesta instância, um novo shell é criado e restringido à dose resultante da etapa de otimização. O shell é criado encontrando o pixel que divide o VOI em dois volumes, dado pelo volume de relaxamento. O volume de relaxamento é a soma do volume de otimização inserido pelo usuário e o valor do relaxamento. A restrição é formada de forma similar a minimizar restrição de dose máxima na Equação (37).

Maximizar o objetivo do volume da dose

$c_{\text{maximize_DV}} \cdot S^{VOI}_{\text{maximize_DV}}$

Esta etapa é similar à etapa de maximização da dose mínima. Note que o peso é aplicado a cada voxel no VOI alvo. A implementação, no entanto, tem diferenças significativas. Primeiro, esta etapa é executada de forma iterativa. Portanto, a Otimização sequencial repete o objetivo maximizar o volume da dose até que uma de três condições seja atendida:

1. O objetivo de volume da dose é atingido.
2. O objetivo de volume da dose não melhora o suficiente entre duas iterações.
3. O número máximo de iterações é atingido.

Durante cada iteração, o valor de ponderação do valor, $C_{\text{maximize_DV}}$, alterará com base nos resultados da iteração anterior. Considere uma dose de objetivo, D_g, e uma dose voxel, D_v. A seguir, se a dose em um voxel for próxima à dose do objetivo, a penalidade por violar a dose do objetivo naquele voxel será grande. Alternativamente, se a dose em um voxel estiver distante da dose do objetivo, a penalidade por violar a dose do objetivo será pequena.

$$\text{se } (D_g > D_v),$$

$$\lambda = \max(0.5, D_g - D_v)$$

$$c_{\text{maximize_DV}} = \frac{1}{[1 - e^{-(\lambda / D_g)}]} \quad \textbf{(43)}$$

Se um voxel atinge a dose do objetivo, então aquele voxel é restringido, em vez de incluído no objetivo.

Depois que a etapa de otimização estiver concluída, o relaxamento é feito de forma similar ao relaxamento para a etapa maximizar dose mínima e Equação (35).

Minimizar unidades monitoras

$$c_{\text{minimize_MU}} \sum_{Beams} \mathrm{W}^{Beams}$$

Este termo mede o total das Unidades Monitoras para o plano de tratamento e é restrito a 0. Minimizar este termo na função do custo reduz o total de UM o máximo possível e, assim, reduz também o tempo de tratamento. Isto é implementado como a etapa Otimizar unidades monitoras (OUM). Consulte Tabela 10.

Depois desta etapa de otimização, Unidades monitoras ideal é retido como uma restrição adicional dada por

$$\sum_{Beams} \mathrm{W}^{beam,opt} \leq \mathrm{W}^{opt} + R^{w}_{\text{minimize_MU}} = \mathrm{W}_{\max} \quad \textbf{(44)}$$

onde W^{opt} é o valor mínimo resultante desta etapa de otimização e R^{W} é o valor de relaxamento definido pelo usuário. Isto garante que o total de Unidades monitoras só possa diminuir à medida que etapas de otimização subsequentes sejam executadas.

Restrições aplicadas à minimização de F(x)

Antes da otimização, somente restrições de limite superior podem ser definidas. Portanto, o problema de otimização inicial é sempre viável. É garantido que o problema permaneça viável durante todas as etapas porque as restrições de nível inferior (consulte a Tabela 8) só podem ser definidas com base nos resultados do processo de otimização.

Tabela 8 Restrições aplicadas durante a minimização

Restringido ao limite	Conjunto de restrições no início da otimização?	O limite pode ser atualizado por uma etapa de otimização?
Dose máxima dentro do VOI	Sim	Sim, depois de Otimizar máximo (OMA), Otimizar conformidade (OCI) e Otimizar média (OME).
Dose máxima em cada voxel	Sim, mas a dose máxima para cada voxel é sempre menor ou igual à restrição de dose máxima do VOI.	Sim, depois de Otimizar média (OME). Pode diferir para cada voxel.
Dose mínima dentro do VOI	Não	Sim, depois de Otimizar mínimo (OMI), Otimizar cobertura (OCO) ou Otimizar homogeneidade (OHI).
Dose mínima em cada voxel	Não	Sim, depois de Otimizar cobertura (OCO) e Otimizar homogeneidade (OHI). Pode diferir para cada voxel.
Dose máxima para um volume dentro de um VOI	Sim, para VOI crítico	Sim, depois de DVU
Máximo de UM total	Sim, mas o valor padrão é muito grande se não especificado pelo usuário.	Sim, depois de Otimizar unidades monitoras (OUM).
UM máxima por feixe	Sim, mas o valor padrão é muito grande se não especificado pelo usuário.	Não
UM máxima por nó	Sim, mas o valor padrão é muito grande se não especificado pelo usuário.	Não

Limites de UM, limites de VOI e objetivos

As restrições máximas iniciais são invioláveis em todo o processo de otimização. Consulte Tabela 9. A UM máxima para cada feixe, para cada nó e para todo o plano de tratamento não pode ser violada. Os limites máximos do VOI podem ser diminuídos para um objetivo otimizado a partir de um etapa de otimização específica. Na prática, a dose acima dos limites máximos ou abaixo dos limites mínimos (otimizada) para um VOI pode ser observada nas seguintes situações:

- Quando os pontos de amostragem (voxels) da otimização são esparsos.

  Isto ocorre quando o Fator de omissão é maior do que 1 ou a Amostragem por importância é aplicada (para reduzir o tempo de cálculo da otimização). Para compensar a não restrição de todos os voxels, é possível aplicar um valor máximo menor ou aumentar o objetivo do limite da dose superior ao da dose máxima clínica intencionada, ou um objetivo de limite de dose inferior maior do que a dose mínima intencionada.

- Se for selecionada Resolução baixa para a otimização e o cálculo de dose.

  O HVD e as estatísticas de dose são calculados na resolução de voxel da TC e os valores de dose para os voxels da TC são calculados por interpolação a partir dos voxels de volume da dose de baixa resolução usados na otimização. A interpolação dos pontos de dose pode resultar no cálculo de uma dose máxima que seja maior do que o limite do VOI inserido ou em uma dose mínima que seja menor do que o valor definido depois da otimização de dose mínima do alvo.

Note que não há restrição de MU mínima disponível com a Otimização Sequencial. A adição de tal restrição complica as equações de otimização. Se tal restrição fosse adicionada, isto resultaria em tempos de otimização significativamente maiores. Feixes de UM baixa abaixo do limite inferior de UM devem ser definidos como zero (ou aumentados) depois da otimização na etapa Finetune, ou eles serão arredondados para cima para que tenham uma dose = 1 UM x Número de frações quando o plano for prescrito.

Restrições absolutas

Tabela 9 Restrições absolutas

Type (Tipo)	Maximum (Máximo)	Descrição
UMs	**Total de UMs**	Limite o total de UM para minimizar o tempo geral do tratamento Note que limitar o total de MU pode restringir a Otimização Sequencial a usar menos feixes com tamanho de colimador pequeno. Feixes com tamanho de colimador pequeno são úteis para gerar gradiente de dose acentuado pra proteger estruturas críticas próximas ou para esculpir a dose dentro de um tumor.
	UMs por feixe	Limite a UM por feixe para minimizar a ocorrência de regiões de dose alta dentro do corpo ou imediatamente abaixo da superfície da pele que resulte de um único ou de vários feixes de diferentes nós que passam através de um único volume.
	UMs por nó	Limite a UM por nó para minimizar a ocorrência de regiões de dose alta dentro do corpo que resulte de vários feixes de um nó passando através de um único volume.
Alvo	**Dose máxima**	Limite a dose máxima liberada dentro de um alvo para controlar a homogeneidade da dose. Se a uniformidade desejada da dose sobre o volume do alvo for de 20% entre as doses mínima e máxima, então defina esta restrição a cerca de 20% maior do que a dose da prescrição.
Estrutura crítica	**Dose máxima**	Limite a dose máxima liberada a uma estrutura crítica para minimizar a probabilidade de complicações e maximizar a conformidade da dose.
	Limite superior de volume da dose	Limite a dose máxima a um subvolume de uma estrutura crítica para atingir um critério de volume de dose.
Auto-shell	**Dose máxima**	Limite a dose máxima liberada a um auto-shell para maximizar a conformidade da dose.

Operação das etapas de otimização

Cada etapa foi projetada para otimizar um único objetivo. A entrada é um objetivo clínico com um valor correspondente de objetivo, que não é o mesmo que uma restrição. O programa tenta atingir um resultado o mais próximo possível ao objetivo, mas isto não é garantido. Consulte a Tabela 10.

Tabela 10 Etapas de otimização

Type (Tipo)	Objetivo	Descrição	DVH
Alvo	**Optimize Minimum Dose (OMI) (Otimizar dose mínima)**	Maximiza e, a seguir, restringe a dose mínima liberada ao alvo. Defina o objetivo para o nível da dose mínima que deseja obter em todos os locais dentro do alvo.	
	Otimizar Limite inferior de volume da dose (DVL)	Maximiza a dose para uma fração específica do usuário do volume total de um alvo. Defina o objetivo para a dose e volume mínimos que serão atingidos no alvo. O resultado é restringido depois do relaxamento do volume necessário para atingir a dose do objetivo.	
	Optimize Maximum Dose (OMA) (Otimizar dose máxima)	Minimiza e, a seguir, restringe a dose máxima liberada à estrutura do alvo. Defina o objetivo para o nível da dose mínima se quiser obter todos os locais dentro desta estrutura do alvo.	
	Optimize Coverage (OCO) (Otimizar cobertura)	Maximiza e, a seguir, restringe os voxels que recebem o mais próximo possível de uma dose especificada. Defina o objetivo para o nível da dose cujo volume você deseja maximizar (por exemplo, a dose da prescrição).	
	Otimizar Homogenei-dade (OHI)	Maximiza e, a seguir, restringe os voxels que recebem o mais próximo possível da dose máxima. O objetivo é automaticamente definido para a restrição da dose máxima e, portanto, a ação é de maximizar a homogeneidade da dose.	

Type (Tipo)	Objetivo	Descrição	DVH
Estrutura crítica	**Optimize Maximum Dose (OMA) (Otimizar dose máxima)**	Minimiza e, a seguir, restringe a dose máxima liberada à estrutura crítica. Defina o objetivo para a dose máxima que deseja obter em todos os locais dentro desta estrutura crítica.	
	Otimizar Limite superior de volume da dose (DVU)	Minimiza a dose a uma fração especificada pelo usuário do volume total de uma estrutura crítica. Defina o objetivo para a dose máxima e o volume que deverá ser atingido na estrutura crítica. O resultado é restringido depois do relaxamento do volume que pode receber a dose do objetivo.	
	Optimize Mean Dose (OME) (Otimizar dose média)	Minimiza e, a seguir, restringe os voxels que recebem o mais próximo possível do valor de uma dose especificada. Defina o objetivo para o nível da dose cujo volume deseja minimizar.	
Auto-shell	**Otimizar conformidade (OCI)**	Minimiza e, a seguir, restringe a dose máxima liberada à estrutura do auto-shell. Defina o objetivo para a dose máxima que deseja obter em todos os lugares ao longo do auto-shell.	
UMs	**Optimize Monitor Units (OMU) (Otimizar unidades do monitor)**	Minimiza e, a seguir, restringe a UM total. O objetivo é automaticamente definido como zero.	N/D

Restrições estabelecidas pelas etapas de otimização e relaxamento

O resultado de cada etapa de otimização é retido como uma restrição adicional para todas as etapas subsequentes de otimização. O resultado de cada etapa pode ser retido inalterado como uma nova restrição ou o resultado pode ser relaxado antes de ser aplicado como restrição. A Tabela 11 abaixo descreve, para cada objetivo, como o HVD é otimizado, restringido sem relaxamento e restringido depois de um relaxamento definido pelo usuário. A linha azul é o objetivo, a linha vermelha é a restrição e as setas vermelhas são o relaxamento definido pelo usuário.

Para as etapas de otimização que se aplicam a volumes alvo (OMI, OCO, OHI), a nova restrição é sempre limitada ao mínimo do objetivo ou à dose (mínima) menos o valor do relaxamento. Restringir a dose acima do objetivo reteria dose alta indesejável dentro dos volumes do alvo e, além disso, restringiria em excesso o problema para as etapas subsequentes. A nova restrição também é sempre limitada acima da restrição de dose mínima estabelecida em uma etapa anterior para garantir que a restrição seja mantida. As restrições de dose mínima só podem aumentar à medida que mais etapas de otimização são executadas.

Para as etapas de otimização que se aplicam a estruturas críticas ou a auto-shells (OMA, OME, OCI), a nova restrição é sempre limitada ao máximo do objetivo ou à dose (máxima) mais o valor de relaxamento. Restringir a dose abaixo do objetivo restringiria em excesso o problema para as etapas subsequentes. A nova restrição também é sempre limitada abaixo da restrição de dose máxima definida nos limites do VOI ou estabelecidos por uma etapa anterior para garantir que as restrições máximas só sejam diminuídas à medida que mais etapas de otimização sejam executadas.

Restrições e relaxamento

Tabela 11 Restrições e relaxamento

Type (Tipo)	Objetivo	Otimização	Restrição sem relaxamento	Restrição depois do relaxamento
Alvo	Optimize Minimum Dose (OMI) (Otimizar dose mínima)			
	Optimize Coverage (OCO) (Otimizar cobertura)			
	Otimizar Homogeneidade (OHI)			
Estrutura crítica	Optimize Maximum Dose (OMA) (Otimizar dose máxima)			
	Optimize Mean Dose (OME) (Otimizar dose média)			

Type (Tipo)	Objetivo	Otimização	Restrição sem relaxamento	Restrição depois do relaxamento
Auto-shell	**Otimizar conformidade (OCI)**			

Convergência relaxada

Se a caixa de seleção **Relaxed Convergence** (Convergência relaxada) estiver ativada, então o teste de convergência será executado. Se esta caixa de seleção não estiver ativada, o teste de convergência não será executado e as etapas viáveis continuarão a ser executadas até que sejam interrompidas pelo usuário ou até que atinjam o ponto ideal (dentro de um limite de diferença de iteração absoluto de cerca de 10^{-6}).

O teste de convergência usa os seguintes parâmetros, cujos valores não podem ser modificados pelo usuário:

- D, o intervalo de atualização
- M, o número mínimo de iterações
- A, o número de iterações com o qual é feita a média do limite relativo
- R, o limite de convergência relativa

O intervalo de atualização D é usado para definir o parâmetro de tempo limite para que a otimização seja interrompida a cada D segundos.

Se o teste de convergência for realizado, as primeiras M iterações dos ciclos de atualização (um período de tempo de aproximadamente M * D segundos) são ignoradas para que os algoritmos de otimização tenham uma chance de obter a convergência por si só ou parar a execução.

O parâmetro A é usado para fazer a média das alterações relativas (a alteração no valor do objetivo dividida pelo valor do objetivo) em A ciclos de atualização, para que um único par de iterações no qual o algoritmo de otimização não obtenha muito aprimoramento no valor do objetivo não faça com que etapa seja encerrada. Este parâmetro reduz os efeitos do ruído ou flutuações na taxa de convergência.

Quando a alteração relativa média nos valores do objetivo ficar abaixo de R, o teste de convergência indica a convergência efetiva, a otimização para aquela etapa é encerrada como se o resultado fosse ideal e, no curso normal do processamento, a próxima etapa, se existir, é iniciada.

Ordenando as etapas

Como mencionado, mapear a ordem dos objetivos clínicos em etapas de texto é um fator importante no processo de otimização. A Tabela 12 detalha algumas diretrizes importantes em cada um dos objetivos de otimização disponíveis.

Além disso, várias abordagens podem ser seguidas para definir o conjunto de Otimização Sequencial de limites absolutos e a sequência de etapas de otimização, dependendo dos objetivos clínicos. Por exemplo:

- Se a dose para as estruturas críticas tem prioridade sobre a cobertura do tumor, defina as restrições de dose máxima para as estruturas críticas nos limites clínicos e, a seguir, aplique as etapas de otimização para otimizar a dose para o tumor sem comprometer a dose para as estruturas críticas.
- Se a cobertura do tumor tem prioridade sobre as estruturas críticas, defina as restrições de dose máxima para as estruturas críticas em um valor razoável, mas superior ao valor do limite clínicos, e, a seguir, otimize a dose para o tumor. A seguir, otimize a dose máxima ou a dose média para as estruturas críticas para reduzir suas doses máximas o máximo possível sem comprometer a distribuição da dose do volume do alvo.
- Se minimizar o tempo de tratamento for um objetivo-chave, defina um limite no total de UM no plano de tratamento e otimize o total de UM durante uma etapa de otimização anterior. No entanto, ao otimizar UM prematuramente na sequência, é importante usar restrições de UM por feixe/nó e/ou restrições de dose máxima em shells para evitar a possibilidade de que somente poucas direções de feixe sejam selecionadas.

Quando um conjunto adequado de limites absolutos e de sequência das etapas de otimização for identificado pra uma aplicação clínica típica, ele pode ser armazenado como um texto e aplicado a casos clínicos similares no futuro. Cada texto pode ser totalmente editado dentro da interface de planejamento.

Tabela 12 Diretrizes para ordenar etapas

Type (Tipo)	Objetivo	Diretrizes
Alvo	**Optimize Minimum Dose (OMI) (Otimizar dose mínima)**	A dose mínima obtida com esta etapa poderá ser menor do que a dose de prescrição devido às restrições aplicadas às estruturas vizinhas limitadoras de dose. Portanto, esta etapa por si só poderá não atingir cobertura ideal. Sempre prossiga com otimizar cobertura ou otimizar homogeneidade. Se a dose mínima liberada ao tumor tiver uma prioridade menor do que poupar uma estrutura crítica adjacente, defina o objetivo OMI para a dose máxima permitida para esta estrutura crítica. Ou comece diretamente com otimizar cobertura ou otimizar homogeneidade como a primeira etapa de otimização.
	Optimize Coverage (OCO) (Otimizar cobertura)	Definir o objetivo da dose de prescrição maximizaria e, a seguir, restringiria o volume recebendo pelo menos a prescrição. Por exemplo, definir o objetivo para 125% da prescrição maximizaria e, a seguir, restringiria o volume que está recebendo pelo menos 125% da prescrição. Isto pode ser útil se a intenção for a de definir uma distribuição de dose não uniforme dentro do volume alvo.
	Otimizar Homogenei-dade (OHI)	A restrição de dose máxima definida para este alvo é o objetivo desta etapa.
	Volume mais baixo em função da dose	Este é o valor mais baixo para o volume em função da dose.

Type (Tipo)	Objetivo	Diretrizes
Estrutura crítica	**Optimize Maximum Dose (OMA) (Otimizar dose máxima)**	Definir o objetivo como zero identificaria e, a seguir, restringiria a menor dose máxima possível dentro das restrições atuais, mas esta restrição muito estreita poderá limitar etapas subsequentes de otimização, a não ser que seja aplicado relaxamento suficiente. Definir o objetivo para uma dose clínica razoável fornece mais espaço para etapas subsequentes de otimização. Além disso, requer menos tempo de cálculo.
	Optimize Mean Dose (OME) (Otimizar dose média)	Definir o objetivo como zero identificaria e, a seguir, restringiria a menor dose média e total possível dentro das restrições atuais, mas esta restrição muito estreita poderá limitar etapas subsequentes de otimização, a não ser que seja aplicado relaxamento suficiente. O objetivo pode ser definido para um objetivo clínico específico. Por exemplo, definir o objetivo para 75% da prescrição minimizaria e, a seguir, restringiria o V75 (volume recebendo mais de 75% da prescrição).
	Limite superior de volume da dose	Este é o valor mais alto para o volume em função da dose.
Auto-shell	**Otimizar conformidade (OCI)**	Definir o objetivo para zero identificaria e, a seguir, restringiria a menor dose máxima possível ao longo do auto-shell limite, e isto atingiria a conformidade ideal neste ponto. No entanto, esta restrição estreita poderia limitar etapas de otimização subsequentes, a não ser que um relaxamento suficiente seja aplicado. Definir o objetivo para um nível de isodose razoável fornece mais espaço para etapas subsequentes de otimização. Além disso, requer menos tempo de cálculo.
UMs	**Optimize Monitor Units (OMU) (Otimizar unidades do monitor)**	Otimizar o total de UM tende a favorecer feixes de diâmetro maior e, algumas vezes, menos feixes. Depois de minimizar e restringir o total de UM, aplique relaxamento suficiente para deixar espaço para as etapas de otimização subsequentes.

Exemplos clínicos

Os exemplos abaixo ilustram o uso de etapas na Otimização Sequencial em configurações clínicas hipotéticas. Cada descrição é acompanhada de uma tabela que define as etapas.

- Caso de tumor de próstata cujos principais objetivos são homogeneidade de dose e baixa dose na estrutura crítica circundante. Consulte “Amostra de caso de próstata” na página 5-85 e Tabela 13.
- Caso de tumor na coluna cervical cujos principais objetivos são cobertura de dose e baixa dose na coluna cervical. Consulte “Amostra de caso de coluna cervical” na página 5-87 e Tabela 14.
- Caso de tumor no pulmão cujos principais objetivos são conformidade da dose e limitação do tempo de tratamento. Consulte “Amostra de caso do pulmão” na página 5-88 e Tabela 15.

Amostra de caso de próstata

No exemplo descrito na Tabela 13, o clínico deseja tratar uma próstata e liberar uma dose o mais uniforme possível dentro do PTV. O clínico deseja pelo menos 20% entre as doses mínima e máxima e, portanto, define o máximo de PTV para 20% maior do que a dose da prescrição. As doses máximas para o reto e a bexiga são definidas para a dose tolerada conhecida de cada órgão. O clínico requer que o gradiente da dose em todas as direções longe to PTV seja alto para reduzir a dose liberada ao tecido normal. Sabe-se de casos tratados anteriormente que restringir a dose da prescrição próxima ao PTV e a 50% da dose da prescrição em uma distância maior fornece boa conformidade sem restringir os outros objetivos clínicos. Dois auto-shells são gerados a essas distâncias e a dose da prescrição e 50% da dose da prescrição são definidos como doses máximas. O total de UM, UM por feixe e UM por nó máximos são definidos a valores razoáveis que foram demonstrados atingir a distribuição de dose desejada e dose de entrada em casos similares tratados anteriormente.

Várias estruturas críticas circundam a próstata. Dessas, o reto tem a menor restrição de dose – a dose de prescrição não deverá tocar a parede do reto. O objetivo da etapa OMI é definir para a dose de prescrição, que não apresentará conflito com a dose máxima à parede do reto. Ela é seguida de uma etapa de OHI para maximizar a homogeneidade da dose do tumor. A seguir, as etapas OME são adicionadas para reduzir ainda mais a dose para o reto e a bexiga. A etapa do reto é executada primeiro, pois o clínico dá prioridade a ele sobre a bexiga. O Objetivo é definido para 75% da dose da prescrição para minimizar o V75, que se sabe estar correlacionado com probabilidade de complicações. Segue-se a isto uma etapa OUM para atingir a menor UM total possível, ao mesmo tempo que mantém a qualidade do plano obtida nas etapas de otimização precedentes.

Tabela 13 Amostra de caso de próstata

Etapa	VOI	Objetivo da etapa	Restrição absoluta (entradas)	Meta da etapa	Solução da etapa (saída)
1	**PTV**	**Optimize Minimum Dose (OMI) (Otimizar dose mínima)**	UM total máxima, UM por feixe e UM por nó. Dose máxima para PTV, Reto, Bexiga, Auto-shell 1 e Auto-shell 2.	Dose da prescrição	Maior dose mínima possível do PTV menor ou igual à dose da prescrição
2	**PTV**	**Otimizar Homogenei-dade (OHI)**	Como na etapa 1 + Dose mínima do PTV (produção de 1 – relaxamento)	Dose máxima de PTV	Maior volume possível do PTV recebendo pelo menos a dose máxima, portanto a homogeneidade máxima.
3	**Reto**	**Optimize Mean Dose (OME) (Otimizar dose média)**	Como na etapa 2 + Homogeneidade da dose de PTV (produção de 2 – relaxamento)	75% da dose da prescrição	Menor volume possível do Reto recebendo mais de 75% da dose de prescrição, portanto o V75 mínimo.
4	**Bexiga**	**Optimize Mean Dose (OME) (Otimizar dose média)**	Como na etapa 3 + V75 mínimo do reto (produção de 3 + relaxamento)	75% da dose da prescrição	Menor volume possível da Bexiga recebendo mais de 75% da dose de prescrição, portanto o V75 mínimo.
5	**UMs**	**Optimize Monitor Units (OMU) (Otimizar unidades do monitor)**	Como na etapa 4 + V75 mínimo da bexiga (produção de 4 + relaxamento)	Zero	Menor UM total possível

Amostra de caso de coluna cervical

Neste caso, o clínico deseja obter a melhor cobertura em um tumor espinhal, ao mesmo tempo em que restringe a dose liberada à coluna cervical. A homogeneidade da dose não é crítica e a dose máxima do PTV é definida para um valor alto. A dose máxima para a coluna cervical é definida para a dose tolerada conhecida. Consulte Tabela 14.

Restringir a linha de dose de prescrição de 75% a uma certa distância mantém a dose ao tecido normal circundante baixa, sem afetar a dose para a coluna cervical ou a cobertura do tumor. Um auto-shell é gerado e 75% da dose da prescrição é definida como a dose máxima. O total de UM, UM por feixe e UM por nó máximos são definidos a valores razoáveis que foram demonstrados atingir a distribuição de dose desejada e dose de entrada em casos similares tratados anteriormente.

O tumor está localizado próximo à coluna cervical e a dose tolerada pela coluna cervical é mais baixa do que a dose da prescrição. Portanto, o objetivo da etapa OMI é definido para a dose máxima tolerada para a coluna cervical. Ela é seguida de uma etapa de OCO para maximizar a cobertura da dose do tumor. A seguir, uma etapa OME é adicionada para reduzir ainda mais a dose para a coluna cervical. O objetivo é definido para zero para minimizar a dose média para a coluna cervical. Segue-se a isto uma etapa OUM para obter a menor UM total possível, ao mesmo tempo em que mantém a qualidade dos planos obtida na etapa de otimização precedente.

Tabela 14 Amostra de caso de coluna cervical

Etapa	VOI	Objetivo da etapa	Restrição absoluta (entradas)	Meta da etapa	Solução da etapa (saída)
1	**PTV**	**Optimize Minimum Dose (OMI) (Otimizar dose mínima)**	Máximo de MU total MU por feixe MU por nó. Dose máxima para PTV, Coluna cervical e Auto-shell 1	Dose máxima para a coluna cervical	Maior dose mínima possível do PTV menor ou igual à dose máxima para a coluna cervical.
2	**PTV**	**Optimize Coverage (OCO) (Otimizar cobertura)**	Como na etapa 1 + Dose mínima de PTV (produção de 1 – relaxamento)	Dose da prescrição	Maior volume possível do PTV recebendo pelo menos a dose da prescrição, portanto a cobertura máxima.
3	**Coluna cervical**	**Optimize Mean Dose (OME) (Otimizar dose média)**	Como na etapa 2 + Cobertura da dose de PTV (produção de 2 – relaxamento)	Zero	Menor dose média possível para a coluna cervical.
4	**MU**	**Optimize Monitor Units (OMU) (Otimizar unidades do monitor)**	Como na etapa 1 + Dose média da coluna (produção de 1 + Relaxamento)	Zero	Menor UM total possível

Amostra de caso do pulmão

O clínico deseja tratar uma lesão no pulmão esquerdo com uma uniformidade de dose de cerca de 20%. A dose máxima de PTV é definida como 20% maior do que a dose de prescrição. As doses máximas para o esôfago e o coração são definidas para dose tolerada conhecida de cada órgão. Consulte Tabela 15 na página 5-89.

O clínico está disposto a permitir que um pequeno volume do tecido circundante do pulmão receba a dose de prescrição completa para obter boa cobertura do PTV, de forma que o pulmão esquerdo é excluído da otimização. No entanto, o clínico requer um gradiente de dose alto em todas as direções longe do PTV para reduzir a dose média centro do pulmão normal.

Planos anteriores de casos similares mostram que o gradiente de dose mais íngreme atingível pode ser caracterizado pelo posicionamento da linha de dose da prescrição de 75% e da linha de dose da prescrição de 50% a distâncias específicas do PTV. Dois auto-shells são gerados a essas distâncias e uma dose máxima inicial é definida para a dose de prescrição em ambos os auto-shells. O total de UM, UM por feixe e UM por nó máximos são definidos a valores que foram demonstrados atingir a distribuição de dose desejada e dose de entrada em casos similares tratados anteriormente.

Nenhuma estrutura crítica além do pulmão está na proximidade da lesão, portanto o objetivo da etapa OMI é definido para a dose da prescrição. A etapa OMI é seguida de uma etapa de OCO para maximizar a cobertura do tumor.

A seguir, como o objetivo principal neste caso é minimizar o tempo de tratamento, uma etapa OUM é colocada a seguir, muito prematuramente no processo de otimização sequencial. A etapa OUM é seguida de duas etapas OCI para otimizar a conformidade da distribuição da dose no shell interno mais próximo à linha de dose da prescrição de 75% e o shell externo mais próximo da linha de dose da prescrição de 50%.

Tabela 15 Amostra de caso do pulmão

Etapa	VOI	Objetivo da etapa	Restrição absoluta (entradas)	Meta da etapa	Solução da etapa (saída)
1	**PTV**	**Optimize Minimum Dose (OMI) (Otimizar dose mínima)**	Máximo de MU total MU por feixe MU por nó. Dose máxima para PTV, coração, esôfago, Auto-shell 1 e Auto-shell 2.	Dose da prescrição	Maior dose mínima possível do PTV menor ou igual à dose da prescrição.
2	**PTV**	**Optimize Coverage (OCO) (Otimizar cobertura)**	Como na etapa 1 + Dose mínima de PTV (produção de 1 – relaxamento)	Dose da prescrição	Maior volume possível do PTV recebendo pelo menos a dose da prescrição, portanto a cobertura máxima.
3	**MU**	**Optimize Monitor Units (OMU) (Otimizar unidades do monitor)**	Como na etapa 2 + Cobertura da dose de PTV (produção de 2 – relaxamento)	Zero	Menor UM total possível.
4	**Auto-shell 1**	**Otimizar conformidade (OCI)**	Como na etapa 3 + MU total mínimo (produção de 3 + relaxamento)	75% da dose da prescrição	Menor dose máxima possível do Auto-shell 1 acima ou igual a 75% da prescrição.
5	**Auto-shell 2**	**Otimizar conformidade (OCI)**	Como na etapa 4 + Dose máxima do Auto-shell 1 (produção de 4 + relaxamento)	50% da dose da prescrição	Menor dose máxima possível do Auto-shell 2 acima ou igual a 50% da prescrição.

Redução do feixe

Otimização Sequencial mira 2.000 a 6.000 feixes candidatos (dependendo do número de colimadores selecionados) na direção do(s) tumor(es). Normalmente, a Otimização Sequencial resulta em um plano de tratamento com 100-300 feixes diferentes de zero. Para reduzir o tempo geral do tratamento, é possível executar a redução de feixes para reduzir ainda mais o número de feixes. A redução de feixes remove o processo de otimização daqueles feixes cuja UM é inferior a um corte especificado pelo usuário e reotimiza usando somente os feixes remanescentes. A redução em feixes candidatos de milhares para centenas resulta em tempos significativamente menores de otimização e tratamento. A redução de feixes efetivamente exclui aqueles feixes que não contribuem de forma significativa para o plano de tratamento e reotimiza somente aqueles feixes que foram determinados como eficientes para os volumes e as estruturas críticas do tumor atual. Para um valor de corte de UM razoável, isto resulta em um plano de tratamento que usa menos feixes e que normalmente tem UM total menor, bem como degradação insignificante da distribuição da dose.

Considerações:

- Geralmente, a reotimização é realizada usando as mesmas restrições absolutas e etapas de otimização. No entanto, presumindo que os feixes remanescentes são geometricamente eficientes para os volumes e estruturas críticas do tumor atual, os mesmos feixes também deverão funcionar bem com parâmetros de otimização ligeiramente diferentes (limites de dose máxima, limites de UM, metas do objetivo e assim por diante).

  Novamente, para um valor de corte de UM razoável, é possível ajustar as restrições absolutas e etapas de otimização e tirar vantagem do curto tempo de otimização que resulta com um conjunto menor de feixes candidatos para realizar um pequeno ajusta na distribuição da dose.
- Se o corte de UM for muito grande, feixes que contribuem significativamente para o plano de tratamento poderão ser excluídos da otimização, o que pode resultar em perda significativa de cobertura ou aumento na dose administrada a estruturas críticas.
- A operação de redução do feixe não pode ser desfeita. Para otimizar novamente com o conjunto completo de feixes, é preciso excluir o conjunto de feixes existente e gerar um novo. Portanto, pode ser apropriado salvar o plano de tratamento atual antes de tentar uma redução de feixe usando um corte de UM grande.
- O corte de UM para redução de feixe não é uma restrição de UM mínima e a reotimização poderá regerar feixes abaixo do corte de UM. Quando feixes abaixo do limite inferior a UM desejada permanecerem após uma redução de feixes, aqueles feixes precisarão ser excluídos na etapa Finetune ou serão arredondados para 1 UM por facção durante o processo de prescrição.
- A redução de feixes é fundamentalmente diferente do uso do Finetune para remover feixes de UM baixa, pois, no caso do Finetune, se um subsequente executar a reotimização, então todos os feixes zero serão colocados no otimizador para consideração no processo de otimização. Somente uma redução de feixes pode excluir possíveis feixes do processo de otimização.
- Para evitar o comprometimento da qualidade do plano, talvez seja melhor usar primeiro um corte pequeno, executar novamente a otimização e, a seguir, aumentar o corte se a qualidade do plano parecer boa. Esta abordagem incremental leva um pouco mais de tempo, mas poderá evitar o corte excessivo de feixes (que não podem ser restaurados sem redefinir o conjunto de feixes).

Redução de tempo

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Cronograma de anelamento de redução de tempo para colimadores fixo e Iris” na página 5-93
- “Regeneração de feixe para colimadores fixo e Iris” na página 5-95

O recurso de redução de tempo na Otimização Sequencial é um método de reduzir iterativamente o número de feixes e nós em um plano de tratamento até que um tempo desejado de tratamento por fração seja atingido. O algoritmo quebra nó e redução, bem como regeneração de feixes, em execuções iterativas do script de otimização sequencial.

Figura 13 é um fluxograma que mostra as etapas do processo de redução de tempo. Como pode ser visto, o algoritmo precisa de um plano de tratamento existente para que esteja disponível. Quando ele estiver disponível, o usuário define uma meta para o tempo estimado de tratamento por fração e inicia a redução de tempo.

Figura 13 Fluxograma da redução de tempo

A seguir, o algoritmo iterativo inicia. A primeira etapa de cada iteração é remover nós e/ou feixes com base na programação de anelamento que a redução iterativa de tempo seguirá (consulte “Cronograma de anelamento de redução de tempo para colimadores fixo e Iris” na página 5-93). O módulo Remover nós e deixes é mostrado em mais detalhes na Figura 14. Como pode ser visto, a primeira etapa é para remover feixes que cairão abaixo de um dado limite de UM. Aquele limite depende do número de frações e do número atual de nós. A Tabela 16 dá o limite de UM. Na Tabela 16, o número de frações é F_x e o número de nós no conjunto da solução é N.

Figura 14 Fluxograma de remoção de feixes e nós

Tabela 16 Limite mínimo de UM para a remoção de feixes

Number of Nodes (Número de nós)	Mínimo do feixe Limite de MU	Máximo Mínimo Limite de MU
N > 60	6,0 * F_x	240,0
60 ≥ N > 30	4,0 * F_x	160,0
N ≤ 30	2,0 * F_x	80,0

Depois que os feixes foram removidos, o algoritmo verifica se o número atual de feixes é menor do que o número desejado no espaço da solução. Se for, então os feixes são gerados novamente usando o algoritmo descrito na seção Regeneração de feixes abaixo.

Quando os feixes tiverem sido regerados e o espaço da solução estiver com o tamanho ditado pela programação de anelamento ou tiver ligeiramente mais feixes, o texto de Otimização sequencial é executado e o plano ideal é encontrado. A seguir, o tempo para o novo plano é estimado. Se o tempo da meta tiver sido atingido ou se o número mínimo de feixes ou nós tiver sido alcançado, a redução de tempo é encerrada. Caso contrário, o módulo executa outra iteração.

Cronograma de anelamento de redução de tempo para colimadores fixo e Iris

A programação de anelamento é baseada no conjunto modelo de caminhos, no número de nós e feixes no espaço da solução do plano atual e no tempo de tratamento do objetivo. O algoritmo escolhe uma de duas programações de anelamento com base no conjunto modelo de caminhos.

Se o conjunto modelo de caminhos for o Reduced_Prostate_Path, que tem 23 nós, a programação terá até 12 iterações, nas quais 1 ou 2 nós são reduzidos em cada iteração até que o número mínimo de nós seja atingido. O número mínimo de nodos é determinado pelo tempo de tratamento do objetivo. A Tabela 17 dá o número mínimo de nós e feixes com base no tempo de tratamento do objetivo, se presumirmos que o tempo de configuração de cada fração é de 5 minutos.

Tabela 17 Número mínimo de nós e feixes com Programação de anelamento de Reduced_Prostate_Path

Tempo de tratamento	Tempo de tratamento Sem configuração	Minimum (Mínimo) Number of Nodes (Número de nós)	Minimum (Mínimo) Number of Beams (Número de feixes)
15	10	14	45
20	15	21	85
25	20	22	125
30	25	23	180

O número de feixes no conjunto da solução é restrito a 500 feixes na primeira iteração e é reduzido em iterações subsequentes com base em uma curva tangente hiperbólica, similar à mostrada na Figura 15. (A curva na Figura 15 presume um tempo de tratamento do objetivo de 20 minutos, incluindo 5 minutos de configuração.) As iterações iniciais têm mais de 400 feixes disponíveis, portanto o número de feixes permanece relativamente alto enquanto a maioria dos nós estiver sendo excluída. As iterações finais removem menos feixes do que as iterações 5 a 8, para gradualmente atingir o tempo final de tratamento. A meta é manter planos altamente conformais e uniformes, ao mesmo tempo em que diminui o tempo de liberação.

Note que esta programação de anelamento busca atingir tempos de tratamento de 20 minutos para um plano padrão de próstata de fracionamento. Geralmente, o tempo final do tratamento será maior do que o desejado ao usar o Reduced_Prostate_Path e a redução de tempo para fracionamento de radiocirurgia.

Figura 15 Programação de anelamento de feixes de Reduced_Prostate_Path para tempo de tratamento do objetivo de 20 minutos

Para planos criados com conjuntos modelo de caminhos que não o Reduced_Prostate_Path, a redução dos feixes e nós baseia-se no número atual de nós no espaço da solução. A redução é uma função contínua e linear. Tabela 18 descreve como os feixes e os nódulos são reduzidos a cada nível. N_C é o número de nós no espaço de solução atual.

Tabela 18 Programação de anelamento alternativa

Nível	Number of Nodes (Número de nós)	Number of Nodes (Número de nós) Removido	Number of Beams (Número de feixes) Remanescente
1	$48 \leq N_c$	$N_c–8$	400
2	$32 \leq N_c < 48$	$N_c–4$	350
3	$24 \leq N_c < 32$	$N_c–2$	$250 + (32–N_c)/8 * 100$
4	$21 \leq N_c < 24$	$N_c–1$	$150 + (24–N_c)/3 * 100$
5	$N_c < 21$	$N_c–1$	$60 + (21–N_c)/7 * 90$

Regeneração de feixe para colimadores fixo e Iris

Frequentemente, depois da remoção de nós e feixes, o número de feixes remanescentes no espaço da solução é menor do que o exigido pela programação de anelamento. Se isto ocorrer, feixes são regerados para os diâmetros de colimador selecionados e para os nós remanescentes no espaço da solução.

O processo de regeneração de feixes para colimadores fixos ou Colimador Iris está na Figura 16. Primeiro, calcule o número de feixes por nó a gerar. A seguir, entre em um ciclo que gera feixes para cada nó. Projete o VOI alvo (normalmente o PTV) em um plano normal à direção do nó em uma distância de 800 mm do nó. Crie um mapa neste plano para cada voxel que armazena a distância daquele voxel à fronteira mais próxima do alvo. A seguir, é iniciado um loop que cria feixes para cada nó.

Figura 16 Geração de feixes durante a redução de tempo

Para cada feixe, um ponto alvo é aleatoriamente selecionado dentro do alvo. O diâmetro do colimador para o feixe é selecionado de forma que o feixe tenha o maior colimador disponível que se estenda não mais do que 40% de seu raio fora da projeção do tumor (consulte a Figura 17). Por exemplo, um ponto a 11 mm da fronteira usaria um colimador de 35 mm, pois se estenderia a 6,5 mm (ou 37%) para fora do limite do alvo projetado, enquanto que um colimador de 40 mm estenderia 9 mm (ou 45%) para fora da fronteira do alvo projetado. Cada feixe é verificado para assegurar que ele seja válido e, a seguir, adicionado à lista de feixes disponíveis no espaço da solução.

Figura 17 Seleção do colimador para ponto no alvo projetado

Seleção automática do colimador

O algoritmo de seleção automática do colimador seleciona dois ou três tamanhos de colimadores para usar durante a Otimização Sequencial. Esta seleção é executada usando uma heurística geométrica com base nas dimensões do volume de destino. A preferência do usuário por homogeneidade ou conformidade determina se a heurística selecionará tamanhos maiores ou menores de colimadores, respectivamente.

Na prática, a opção Conformality (Conformidade) é frequentemente útil quando órgãos limitadores de dose em risco estão próximos ao volume alvo. A ferramenta foi projetada para fornecer um ponto inicial no processo de seleção do colimador. Nenhuma heurística geométrica pode garantidamente resultar na solução de planejamento ideal (ou seja, o custo geral mais baixo que pode ser atingido com qualquer combinação possível de dois ou três tamanhos de colimadores). Portanto, esta seleção deverá ser sempre avaliada cuidadosamente com base em um entendimento clínico do problema de planejamento específico. A seleção automática pode ser manualmente ajustada se necessário antes de clicar em **OK** na caixa de diálogo Collimators (Colimadores) ou entrando novamente na caixa de diálogo.

Algoritmos de VOLO para CyberKnife

Introdução

Na atual estrutura de otimização “Sequential” (Sequencial) (SO) para o Sistema CyberKnife, um grande número de segmentos (formas de MLC) ou feixes (tamanhos de colimadores fixos/Iris) é inicialmente direcionado (direcionado de posições de nó de robô pré-selecionadas em direção a pontos dentro do tumor ou alvo) usando heurísticas geométricas. Os pesos ou unidades de monitoramento (MU) desses segmentos ou feixes são otimizados de acordo com um conjunto de objetivos e restrições priorizados. Como as heurísticas são usadas, o otimizador sequencial pode levar a planos subótimos. Em vários casos, uma etapa de redução de tempo separada também pode ser necessária para tornar o plano mais eficiente, levando a tempos de otimização de planejamento mais longos. Além disso, a estrutura não é intuitiva ou interativa para ajustar ou regenerar rapidamente um plano com base em parâmetros de entrada alternativos. Os algoritmos de VOLO™ para otimização do plano de tratamento do Sistema CyberKnife foram projetados para superar essas deficiências. Este capítulo fornece uma descrição de alto nível dos diferentes algoritmos usados no VOLO.

Abordagem

O planejamento do tratamento para a radioterapia modulada por intensidade (IMRT) tradicionalmente utilizou uma abordagem em duas etapas: na primeira etapa, um mapa de fluência (uma grade de intensidades de subfeixes de cada direção do feixe) é otimizado, o qual, na segunda etapa, é sequenciado em um conjunto de segmentos que podem ser administrados usando um colimador multilâminas (MLC). Uma otimização de peso opcional dos segmentos também é realizada em muitos casos. O principal objetivo de VOLO é trazer essa metodologia de planejamento tradicional para o Sistema CyberKnife, com modificações que permitam a rápida criação de planos de tratamento eficientes. A seguir há algumas das modificações usadas nos algoritmos de VOLO:

- A suavização baseada na norma l1 dos gradientes do mapa de fluência resulta em segmentos candidatos maiores e em menor número.
- Durante a otimização, a dose é usada apenas em pontos de amostra, gerando benefícios de utilização de memória.
- O total de unidades de monitoramento (MUs) do plano é adicionado como um custo durante a otimização do peso do feixe ou segmento, o que produz planos mais eficientes.
- A restrição de MU mínima é aplicada no final de cada otimização do peso do feixe ou segmento, garantindo a capacidade de aplicação.
- Um fator de escala heurístico é usado para equilibrar os custos, como suavidade de fluência e MU total, com os objetivos dosimétricos.
- As formas de segmento são ajustadas finamente após a otimização do peso, para que as estruturas críticas próximas ao alvo possam ser melhor poupadas.
- Um otimizador de quase-Newton (L-BFGS-B) é usado para a convergência rápida.
- A implementação aproveita a GPU para alto desempenho.

Limitações

Em sua forma atual, VOLO tem algumas limitações conhecidas que serão abordadas em versões futuras do *Accuray Precision* System. Algumas delas são as seguintes:

- Restrições dosimétricas rígidas não são suportadas. Todos os níveis de dose especificados para alvos e órgãos em risco são usados como objetivos (ou metas) que não precisam ser estritamente atendidos.
- A distribuição de dose muda quando se alterna de um espaço de fluência para o espaço do segmento pelos seguintes motivos:
  - Como as formas e tamanhos dos segmentos são desconhecidos antes da otimização da fluência, as contribuições de dose de cada subfeixe no mapa de fluência devem ser baseadas em algumas aproximações.
  - O sequenciamento de um mapa de fluência com um pequeno conjunto de segmentos pode diminuir o número de graus de liberdade para otimizações subsequentes.
  - O objetivo durante a otimização do segmento é apenas uma soma ponderada dos objetivos de volume da dose especificada pelo usuário. O otimizador não foi projetado para corresponder à distribuição de dose tridimensional da otimização de fluência.
- Um objetivo de queda de dose ou tecido normal não foi implementado. Revestimentos definidos pelo usuário podem ser necessários para controlar a conformalidade, especialmente longe do alvo.
- A distribuição 3D da dose não é visível até o final da sequência de otimização.

Avaliação

Os algoritmos de VOLO foram avaliados para um grande número de casos e comparados com os planos gerados utilizando a otimização sequencial implementada no *Accuray Precision* System. Para a maioria dos casos, foi comprovadamente mais fácil e rápido gerar planos clinicamente viáveis usando o VOLO. Além disso, os tempos estimados de aplicação do tratamento foram reduzidos em aproximadamente 25%. Para obter resultados detalhados, consulte o relatório *CK Optimization Technology Feasibility* (Viabilidade da tecnologia de otimização de CK). Os algoritmos descritos nas seções a seguir também se mostraram aplicáveis à otimização do feixe do colimador fixo ou Iris.

Descrição de alto nível

As etapas usuais para configurar um plano de Sistema CyberKnife para otimização, como contornar VOIs, selecionar o caminho do robô, escolher um centro de alinhamento, etc., são executadas. Em seguida, o usuário especifica um número máximo de nós que o plano final pode usar e as metas de volume de dose com base em um protocolo clínico apropriado. O software gera pontos de amostra dentro dos VOIs objetivos e executa o direcionamento (seleção de nós e direções de destino para os feixes). No caso da otimização MLC, cada feixe é subdividido em uma grade de subfeixes. Em seguida, o software calcula a dose em pontos de amostra para cada feixe ou subfeixe candidato e, em seguida, otimiza os pesos correspondentes com base nos objetivos escolhidos. O usuário pode controlar a ponderação relativa entre os objetivos. Vários parâmetros avançados também são fornecidos para controlar certos aspectos dos algoritmos, como eficiência de aplicação e suavidade do peso do subfeixe. No caso do MLC, os segmentos candidatos são derivados dos pesos de subfeixes otimizados e adicionalmente otimizados.

Figura 18 Principais etapas na otimização do MLC

Otimização do MLC

A finalidade dessa otimização é gerar vários formatos de segmento de MLC em cada nó selecionado e atribuir pesos ou unidades de monitoramento (MUs) de forma que os objetivos dosimétricos especificados sejam alcançados da melhor forma possível, mantendo o tratamento geral eficiente. A Figura 18 mostra as principais etapas no VOLO para a otimização de MLC. As seções a seguir descrevem essas etapas em detalhes.

Amostragem de VOI

Pontos de amostra são gerados uniformemente dentro de cada VOI para o qual um objetivo é especificado com base em uma densidade de amostragem escolhida pelo usuário. A amostragem e, portanto, a otimização, não é restrita pela caixa de dose selecionada pelo usuário. O usuário pode optar por definir a caixa de dose de modo que cubra toda a imagem da CT sem afetar o desempenho. Um volume fracionário é atribuído a cada ponto de amostra de forma que a soma dos volumes de amostra seja igual ao volume de VOI. O usuário pode escolher entre as seguintes opções para a densidade da amostragem: High (Alta), Medium (Média), Low (Baixa) e Boundary (Limite). Todos os centros de voxels de CT dentro do VOI são escolhidos para “High” (Alta). Um fator de salto de 2 (todos os outros voxels) é usado nas direções X e Y da CT para “Medium” (Média). Para “Low” (Baixa), o fator de salto é 4. “Boundary” (Limite) seleciona todos os voxels de CT que estão no limite do VOI. Em outras palavras, cada fatia da CT que intercepta o VOI será exibida de acordo com a densidade escolhida.

Seleção de nó

O algoritmo de diversidade espacial usado com o algoritmo de otimização sequencial também é usado para o VOLO.

- O usuário especifica o número máximo de nós a serem usados para o plano.
- A partir do caminho do robô selecionado pelo usuário, todos os nós possíveis são primeiramente selecionados de forma que:
  - os feixes desses nós não entrem no paciente através das fatias truncadas da CT
  - o braço do robô possa ser posicionado sem colisões enquanto aponta para o centroide alvo. (para vários volumes alvos, o centroide do volume combinado é usado como ponto de destino)
- O primeiro nó é escolhido arbitrariamente deste conjunto viável.
- Calcule o vetor de destino 3d que aponta para o centroide alvo de cada nó.
- Calcule o ângulo entre cada par de vetores de destino.
- Para o próximo nó, escolha o nó com um vetor de destino que tenha o maior ângulo com o primeiro nó selecionado.
- Para cada nó viável restante, obtenha o conjunto de ângulos para cada nó selecionado e o ângulo mínimo nesse conjunto.
- Escolha o próximo nó que tenha o maior ângulo mínimo.
- Repita este processo até que o número máximo de nós especificado pelo usuário seja selecionado.

Este algoritmo é utilizado para cobrir o alvo a partir de uma ampla variedade de ângulos, reduzindo, assim, o risco de raias quentes da dose em tecido normal oriundas de feixes sobrepostos. Quando houver vários volumes alvos, o centroide da união desses volumes será usado como o ponto de destino. A Figura 19 mostra um exemplo onde 20 nós foram selecionados de um caminho principal contendo mais de 100 nós.

Figura 19 Exemplo de um conjunto de nós espacialmente diverso

Seleção da porta de feixe

Uma “Beamport” (Porta de feixe) define a orientação (vetor do MLC para cima e direção do deslocamento da lâmina, que definem os eixos do dispositivo limitador de feixe da IEC 61217) e extensões laterais do campo enquanto aponta o robô para um ponto específico no volume do paciente. De um determinado nó, o MLC pode ser direcionado a vários pontos. Para a maioria dos tumores, direcionar o robô ao centroide do tumor de cada nó fornecerá cobertura adequada. No entanto, para alvos grandes, a projeção de alvo no olho do feixe pode ser maior que a abertura do MLC. Para tais casos, o volume alvo é dividido e o robô será direcionado ao centroide de cada subvolume. Se a projeção do subvolume ainda for maior que o MLC, ele será dividido novamente e o processo será repetido até que cada subvolume possa ser completamente coberto pelo MLC ao apontar para seu centroide. Cada ponto de destino do nó corresponde a uma geometria de porta de feixe. Os segmentos definidos dentro de uma porta de feixe terão a mesma posição de nó e apontarão para o mesmo local dentro do paciente. Quando há vários volumes alvos, a união desses volumes é usada para gerar a porta de feixe. Se o volume alvo for dividido e os pontos alvos forem modificados, as verificações de acessibilidade e de colisão do robô serão executadas novamente e as portas de feixe inválidas serão descartadas. A Figura 20 mostra um exemplo de um grande alvo coberto por várias portas de feixes.

Figura 20 Exemplo de um grande alvo coberto por várias portas de feixes

Seleção de subfeixe

Um mapa de fluência é uma grade de intensidades que é definida dentro de uma porta de feixe. Cada elemento da grade é chamado de subfeixe ou bixel (elemento de feixe). Para o MLC26, o mapa de fluência é uma grade de 23 por 26 (consulte a Figura 21). Os 26 pares de lâminas se alinham às linhas do mapa de fluência. Ao longo da direção de deslocamento da lâmina, cada subfeixe tem 5 mm de largura projetado à SAD de 800 mm. Deste modo, a extremidade esquerda do mapa de fluência corresponde a uma posição de lâmina de –57,5 mm e a extremidade direita a 57,5 mm. Os subfeixes que se cruzam com a projeção do alvo na visão do olho do feixe serão selecionados como subfeixes ativos que podem ter intensidades diferentes de zero (consulte a Figura 21). Se vários volumes alvos forem especificados, a projeção da união será usada. Uma margem de 6 mm é usada para expandir a projeção alvo para identificar os subfeixes ativos. Ao permitir que a intensidade de cada subfeixe varie, a intensidade de cada porta de feixe pode ser modulada para moldar a dose no paciente.

Figura 21 a) grade de subfeixe; b) Subfeixes ativos

O bloqueio de órgãos em risco (OAR) é feito no nível do subfeixe, desativando os subfeixes que se cruzam com os OAR bloqueados. Por exemplo, a Figura 22 mostra os subfeixes ativos para o mesmo alvo, mas com um OAR próximo que é “Exit Only” (Apenas saída). Ao permitir que cada subfeixe ativo na grade tenha pesos diferentes, o perfil de intensidade da porta de feixe pode ser modulado para moldar a dose depositada no paciente.

Figura 22 Subfeixes ativos com um OAR de “Exit Only” (Apenas saída)

Cálculo da dose do subfeixe

FSPB (feixe lápis de tamanho finito) é usado para calcular a dose por peso de unidade (coeficiente de dose) para cada subfeixe. Como os segmentos que serão formados a partir desses subfeixes não são conhecidos a priori, o quadrado equivalente para o cálculo da dose do subfeixe é calculado a partir da área alvo projetada como uma aproximação. Os coeficientes de dose são calculados apenas nos pontos de amostra identificados em “Amostragem de VOI” na página 5-101. Os valores abaixo de 0,001 cGy/MU são descartados. Os valores diferentes de zero são então armazenados em uma matriz esparsa (d_{ij}) para salvar o armazenamento. As linhas correspondem a pontos de amostra e as colunas correspondem a subfeixes. Considere w_j a j^a intensidade do subfeixe e D_i a dose total depositada no i^o ponto de amostra. Então, $D_i = \sum_j w_j d_{ij}$. Essa soma pode ser feita de modo muito eficiente na GPU.

Otimização do mapa de fluência

A otimização do mapa de fluência é o processo de descoberta do conjunto ótimo de intensidades de subfeixes (w_j) que minimiza uma função objetivo dosimétrica F (D_i). A Figura 23 mostra um exemplo de modulação de intensidade de seis ângulos diferentes para moldar a dose dentro do alvo exibido na Figura 20. A cor vermelha denota uma alta intensidade, e a cor azul denota uma baixa intensidade.

Figura 23 Exemplos de mapas de fluência otimizados

O planejamento do tratamento é tradicionalmente feito para alcançar vários níveis de volume de dose dentro do tumor e dos OAR. Cada nível de volume de dose desejado pode ser formulado como uma função objetivo $f_k(D_i)$ definida dentro do volume de interesse correspondente. Em seguida, todas essas funções individuais são combinadas em uma única função objetivo usando pesos definidos pelo usuário (v_k). Portanto, $F(D_i) = v_1 . f_1 (D_i) + v_2 . f_2 (D_i) + \ldots + v_n . f_n (D_i)$, onde n representa o número de objetivos de volume de dose especificados. A função objetivo composta é positiva e aproxima-se de zero à medida que a distribuição da dose chega perto de satisfazer todos os níveis de dose solicitados. As intensidades dos subfeixes são limitadas entre 0 e uma intensidade máxima definida pelo usuário durante este estágio da otimização.

Objetivos de volume de dose

Utiliza-se uma fórmula quadrática da função de penalidade unilateral para cada objetivo de volume de dose. Por exemplo, considere um OAR que tenha um objetivo de dose máxima. Apenas os pontos de amostra dentro do OAR que têm uma dose total superior ao nível de dose máximo solicitado contribuem para a função objetivo e são proporcionais ao quadrado da diferença de dose. Da mesma forma, os objetivos de dose mínima penalizam apenas os pontos de amostra com uma dose abaixo do nível solicitado. Essa fórmula simples pode ser estendida aos objetivos solicitados em diferentes níveis de volume. Por exemplo, para calcular um objetivo de volume máximo de dose, a dose em todos os pontos de amostra dentro do VOI primeiramente é classificada em ordem decrescente. Ao percorrer os pontos de amostra nesta ordem, os volumes de amostra são acumulados até que o nível de volume solicitado (ou permitido) que exceda a dose especificada seja alcançado. Somente os pontos de amostra restantes que violam o nível de dose solicitado são penalizados. Consulte a Figura 24 para uma ilustração dos objetivos de volume de dose mínimo e máximo. A linha sólida representa um DVH viável que passa pelo nível de dose solicitado de D1 no nível de volume V1, e a linha tracejada representa o DVH atual que tem um nível de dose D2 para o nível de volume solicitado V1 e tem um nível de volume V2 para o nível de dose solicitado D1. Qualquer curva de DVH que passa pela região vermelha na figura viola o ponto solicitado (D1, V1).

Figura 24 Uma ilustração dos objetivos de DV (a) máximo e (b) mínimo

Os pontos de amostra na região vermelha (área sombreada na figura) que caem entre os níveis V1 e V2 são penalizados de acordo com o desvio de D1.

Penalidade de suavidade

Os mapas de fluência podem ser ruidosos se todos os pesos de subfeixes puderem ser independentes. Em vez disso, os mapas de fluência são suavizados durante a otimização para representar melhor uma distribuição de dose alcançável pela combinação de alguns segmentos. Isso é feito adicionando uma penalidade de suavidade S(w) à função objetivo dosimétrica. Nesta implementação, S(w) é escolhida para ser a norma L1 do gradiente espacial das intensidades de subfeixes em um mapa de fluência. Quando otimizados com essa penalidade adicional, os mapas de fluência tendem a ter apenas alguns níveis de intensidades contíguas constantes (consulte a Figura 25).

Figura 25 Exemplos de mapas de fluência ruidosos (linha superior) e mapas de fluência suaves (linha de baixo)

O usuário pode controlar o peso relativo da penalidade de suavidade com o restante das penalidades dosimétricas. O seguinte descreve como o peso especificado pelo usuário para a penalidade de suavidade é usado em conjunto com um fator de escala heurístico na otimização de fluência.

- Comece com a intensidade de unidade para todos os subfeixes
- Use a penalidade da dose ponderada total F(D) como a função objetivo
- Execute a otimização de fluência por 10 iterações
- Calcule a penalidade de suavidade S(w)
- Calcule um fator de escala heurístico constante (g) como F/S na 10ª iteração
- Considere wS o peso de suavidade especificado pelo usuário
- Escolha a nova função objetivo como FTOTAL = F (D) + wS g S(w)
- Reinicie os pesos dos subfeixes e otimize-os com este novo objetivo

Este escalonamento heurístico é feito para trazer a penalidade de suavidade para a mesma ordem de magnitude que a penalidade de dose, e o peso de suavidade definido pelo usuário é efetivamente usado como um peso para aumentar ou diminuir a importância da suavidade em relação ao objetivo de dose.

Optimizer (Otimizador)

L-BFGS-B (R. H. Byrd, 1995) é usado como otimizador. É uma variante de memória limitada de um algoritmo quase-Newton (BFGS) que possui características de convergência rápida e pode manipular restrições vinculadas às variáveis. Ela usa uma estimativa para a matriz Hessiana inversa para orientar sua busca através do espaço variável, mas, enquanto o BFGS armazena uma aproximação densa n×n para a Hessiana inversa (n sendo o número de variáveis no problema), a variante L-BFGS-B armazena apenas alguns vetores que representam a aproximação implicitamente. Devido ao seu requisito de memória linear resultante, esse método é particularmente adequado para problemas de otimização com um grande número de variáveis.

Geração de segmentos

O processo de conversão de mapas de fluência em segmentos de administração é chamado de sequenciamento. Os segmentos são aberturas do MLC definidas pelas posições das folhas e são atribuídos a unidades de monitoramento (MU) que representam a duração para a qual o feixe está ativo. Existem diferentes abordagens para o sequenciamento, incluindo alguns algoritmos de otimização. Para essa implementação, escolhemos um método de nível de redução (P Xia, 1998) por sua simplicidade e tendência em gerar segmentos maiores (consulte a Figura 26). Como os pesos são otimizados e o segmento é ajustado finamente nas etapas subsequentes, essa abordagem de sequenciamento demonstrou funcionar bem na prática.

Figura 26 Segmentos de um mapa de fluência

O método de redução de nível compreende as seguintes etapas:

1. Para o mapa de fluência fornecido, escolha um limite como a intensidade máxima dividida por 2.
2. Selecione a região do mapa de fluência com intensidades maiores que o limite escolhido.
3. Extraia a maior sub-região como um segmento da região selecionada, de forma que:
   - a sub-região não esteja desarticulada
   - cada linha na sub-região seja um conjunto contíguo de subfeixes ativos
   - qualquer parte da sub-região seja, pelo menos, dois subfeixes em altura
   - qualquer parte da sub-região tenha pelo menos um subfeixe em largura

- a área da sub-região seja de pelo menos 58,52 mm2 (7,7 mm x 7,6 mm)
- a sub-região satisfaça a condição de regularidade CK MLC

4. Associe a intensidade do limite ao segmento selecionado.
5. Reduza as intensidades na região do segmento do mapa de fluência pelo limite.
6. Repita as etapas anteriores com o mapa de fluência reduzido para o próximo segmento.
7. Repita até que nenhum outro segmento seja possível.
8. Remova segmentos duplicados após acumular suas intensidades correspondentes.
9. Classifique os segmentos candidatos por área de tempos de intensidade em ordem decrescente.
10. Selecione apenas o número máximo de segmentos solicitado pelo usuário por feixe.

Cálculo de dose por segmento

O algoritmo de cálculo de dose padrão usado é o FSPB. Se o algoritmo de cálculo de dose final solicitar correção de escala lateral (LS) ou for Monte Carlo (MC), a dose será calculada usando FSPB + LS (consulte a Tabela 19). A dose é calculada por peso de unidade para cada segmento em cada ponto de amostra e é armazenada como uma matriz esparsa. Valores abaixo de 0,001 cGy/MU não são armazenados. Esse limite é muito menor que o corte (0,01 cGy/MU) usado pela otimização sequencial. Como consequência, o resultado otimizado do VOLO tende a estar mais próximo do cálculo final da dose.

Tabela 19 Escolha do algoritmo de dose para as fases de otimização do MLC com base no algoritmo de dose final escolhido

Algoritmo escolhido pelo usuário para a dose final	FSPB	FSPB + LS	MC
Otimização da fluência	FSPB	FSPB	FSPB
Otimização de segmento (pré-adaptação)	FSPB	FSPB + LS	FSPB + LS
Otimização de segmento (pós-adaptação)	FSPB	FSPB + LS	MC
Cálculo da dose final	FSPB	FSPB + LS	MC

Otimização do peso do segmento

A fórmula da função objetivo de dose é exatamente a mesma usada na otimização da fluência. Não é adicionada penalidade de suavidade durante a otimização do peso do segmento. Em vez disso, uma penalidade de MU total é adicionada, o que ajuda o otimizador a encontrar planos de tratamento eficientes. A penalidade de MU total é apenas a soma da MU de cada segmento. O cálculo do fator de escala heurística para a penalidade de MU total segue uma abordagem semelhante ao processo descrito em “Penalidade de suavidade” na página 5-107. Portanto, escolher 0,5 para o peso de MU total definido pelo usuário significa que a penalidade de MU total será igual à metade da penalidade da dose total ponderada após 10 iterações. Durante a otimização, as MUs do segmento estão limitadas ao intervalo entre 0 e a MU máxima do segmento escolhida pelo usuário. No final da otimização, os segmentos que têm MUs abaixo do nível mínimo solicitado serão removidos. Se, sujeito a não mais de 2% do total de MUs que estão sendo removidas, o número de segmentos restantes for maior que o número máximo de segmentos solicitado para o plano, os segmentos serão classificados por MU vezes a área, e os segmentos com a menor MU versos a área serão removidos. Os pesos dos segmentos restantes são otimizados novamente, seguidos por uma iteração de remoção. Isso é repetido alternadamente até que nenhum segmento com MUs tenha sido removido. O L-BFGS-B é usado como otimizador.

Adaptação de formato do segmento

Nesta implementação, a adaptação de formato do segmento é usada como uma etapa de ajuste fino (A. Cassioli, 2013). Os segmentos gerados pelo sequenciamento dos mapas de fluência possuem posições de folha de segmento nos limites do subfeixe (consulte a Figura 27). Há espaço para mais melhorias se essas folhas puderem ser colocadas em qualquer lugar dentro dos limites do subfeixe. Isso pode levar a uma melhor conformidade ao alvo e exclusão dos OAR próximos.

Figura 27 Exemplo de uma forma de segmento com folhas nos limites do subfeixe

No entanto, formular o objetivo de dose como uma função da posição da folha e sua utilização durante a otimização exigiria o cálculo do efeito da modificação da posição de cada folha na distribuição da dose. Porém, os cálculos de dose de segmento para cada modificação serão demorados. Nesta implementação, os coeficientes de dose da forma do segmento inicial são ajustados com os coeficientes de dose fracionários do subfeixe para uma folha posicionada dentro do subfeixe correspondente (consulte a Figura 28).

Figura 28 Posições das folhas e frações abertas do subfeixe

Uma vez que os coeficientes de dose do subfeixe são usados para quantificar o gradiente de dose, as posições das folhas durante cada rodada de adaptação de formato estão restritas aos limites de um subfeixe. Ao final de cada adaptação de formato, se a folha alcançar um dos limites do subfeixe, o subfeixe adjacente será avaliado usando as informações do gradiente para verificar se haverá benefício na escolha desse subfeixe como os limites para a próxima rodada de otimização. Apenas algumas rodadas de adaptação de formato são suficientes para melhorar ainda mais os resultados da otimização do peso de abertura. Consulte a Figura 29 para um exemplo onde o canto inferior esquerdo do alvo se apresenta mais conformado através da adaptação.

Figura 29 a) Forma de segmento de um mapa de fluência;
b) Segmento correspondente após a adaptação

A função objetivo usada é apenas a soma ponderada das penalidades de dose, e as frações abertas do subfeixe estão limitadas entre 0 e 1. O L-BFGS-B é usado como otimizador. No final do número de rodadas de adaptação solicitado, uma lógica de pós-processamento ajusta as formas para satisfazer as condições de formato do MLC. Como resultado dessa etapa, o número máximo de segmentos por restrição de feixe definido pelo usuário e aplicado no final de “Geração de segmentos” na página 5-108 pode ser violado. Se isso for importante para o usuário (por exemplo, devido a problemas de QA específicos do paciente), eles deverão definir as iterações de adaptação de formato como zero ou revisar e editar os formatos de segmento na guia Evaluate (Avaliar) > FineTune (Ajuste fino) *Accuray Precision* System conforme necessário.

Otimização do peso final

Os coeficientes de dose por peso de unidade em cada ponto de amostra para cada segmento adaptado são calculados. O algoritmo de cálculo de dose é alterado para Monte Carlo se esse for o algoritmo de cálculo de dose final selecionado. A otimização do peso do segmento com remoção iterativa (“Otimização do peso do segmento” na página 5-110) é realizada para obter o plano de administração final.

Otimização do colimador Iris/fixo

Os algoritmos do VOLO também foram adaptados para colimadores Iris ou fixos. A lógica é semelhante à otimização de segmento e está ilustrada em alto nível na Figura 30.

Figura 30 Principais etapas na otimização do colimador Iris/fixo

Seleção do feixe candidato

“Amostragem de VOI” na página 5-101 e “Seleção de nó” na página 5-101 permanecem inalterados. No entanto, em vez da seleção da porta de feixe, os feixes candidatos são selecionados com base nos tamanhos de colimador selecionados. A lógica de direcionamento do feixe usada para a otimização sequencial é reutilizada para o VOLO.

Cálculo da dose do feixe

O algoritmo RayTrace (RT) é usado para calcular a dose por peso de unidade em todos os pontos de amostra para cada feixe candidato. Como os feixes circulares tendem a ter muito mais coeficientes diferentes de zero, para economizar memória, um maior corte de coeficiente de dose de 0,005 cGy/MU é usado. Observe que esse valor ainda é menor do que o usado em SO, resultando em uma melhor correspondência entre a dose do otimizador e a dose final.

Tabela 20 Escolha do algoritmo de dose para as fases de otimização do colimador Iris/fixo

Algoritmo escolhido pelo usuário para final	RT	MC
Otimização do peso do feixe (até que permaneçam os feixes máximos)	RT	RT
Otimização do peso do feixe (ciclos restantes)	RT	MC
Cálculo da dose final	RT	MC

Otimização do peso do feixe

A otimização do peso do feixe com remoção iterativa segue a mesma lógica de otimização do peso do segmento, conforme descrito em “Otimização do peso do segmento” na página 5-110. No entanto, quando Monte Carlo é o algoritmo de cálculo de dose final solicitado, a remoção e a otimização do peso do feixe são interrompidas quando o número máximo de feixes especificado pelo usuário é alcançado. Monte Carlo é usado para calcular a dose por peso de unidade para todos os feixes restantes na solução e a otimização do peso do feixe reiniciada.

Referências

1. A. Cassioli, J. U., 2013. Aperture shape Optimization for IMRT treatment planning. *Physics in Medicine & Biology*, 58(2), pp. 301-318.
2. P Xia, L. V., 1998. Multileaf collimator leaf sequencing algorithm for intensity modulated beams with multiple static segments. *Medical Physics*, 25(8), pp. 1424-1434.
3. R. H. Byrd, P. L. a. J. N., 1995. A Limited Memory Algorithm for Bound Constrained Optimization. *SIAM Journal on Scientific and Statistical Computing*, 16(5), pp. 1190–1208.

Extrapolação de tabelas de dados de feixes

Esta seção descreve a extrapolação de valores tabelados de dados de feixe.

Métodos de extrapolação

Os métodos de interpolação e extrapolação usados para gerar as tabelas de dados de feixe calculados no *Accuray Precision* System estão resumidos na Tabela 21. Valores de TPR fora da tabela de dados de feixe calculados (que podem ter sido estendidos para uma profundidade de 800 mm ou mais por extrapolação) são calculados por extrapolação bilinear e expansão da série de Taylor.

NOTA: A interpolação e a extrapolação da série de Taylor não estão disponíveis para novo comissionamento no *Accuray Precision* System. No entanto, sistemas previamente comissionados ainda carregarão dados da Série Taylor até que novos dados de feixe sejam importados e o novo comissionamento seja executado.

Tabela 21 Métodos de extrapolação

Tabela de dados do feixe (parâmetro)		
	Interpolação	**Extrapolação**
TPR (tamanho do campo)	Série de Taylor	Série de Taylor
TPR (Profundidade)	Série de Taylor	Taylor Series ou Exponential
OCR (Raio)	Série de Taylor	Constante ou Exponencial
OCR (Profundidade)	Série de Taylor	Série de Taylor Series ou Mínimos quadrados linear
OF (SAD)	Extrapolação Linear	Extrapolação Linear

A extrapolação de OCR é uma das seguintes combinações:

- Constante (em raio) e série de Taylor (em profundidade) ou
- Exponencial (em raio) e Mínimos quadrados linear (em profundidade).

As combinações acima não podem ser misturadas.

Dois métodos estão disponíveis para extrapolar a tabela de OCR: mínimo de quadros e Série Taylor. O método de mínimos quadrados modela a física da dispersão de feixes de forma mais precisa. O método da série de Taylor era o único método disponível antes do Sistema MultiPlan versão 1.6 e permanece principalmente como uma configuração legada.

NOTA: Para dados de feixe de colimador fixo, a profundidade de extrapolação para OCR e TPR é compartilhada. Se a profundidade de extrapolação de OCR for alterada, os dados de feixes de TPR serão desaprovados. Se a profundidade de extrapolação de TPR for alterada, os dados de feixes de OCR serão desaprovados.

Para dados de feixes do Colimador Iris, o acima também é verdadeiro. Mas a profundidade de extrapolação não é compartilhada entre dados de feixes de colimador fixo e Colimador Iris.

Ajuste de dados de planejamento do tratamento

Esta seção fornece informações sobre o ajuste de dados do planejamento do tratamento no *Accuray Precision* System. Aborda os seguintes tópicos:

- “Algoritmos usados no ajuste de dados” na página 5-116
- “Intervalo das medições” na página 5-121
- “Construção das tabelas armazenadas de dados de feixes” na página 5-121
- “Interpolação e extrapolação para as tabelas de dados armazenados de feixes” na página 5-130
- “Densidade do tecido e precisão de cálculo de dose Ray-Tracing” na página 5-132

Algoritmos usados no ajuste de dados

Esta seção descreve os algoritmos usados no ajuste de dados do planejamento do tratamento. Aborda os seguintes tópicos:

- “Interpolação e extrapolação lineares” na página 5-117
- “Interpolação e extrapolação por série de Taylor” na página 5-117
- “Interpolação e extrapolação bilineares” na página 5-118
- “Interpolação e extrapolação por mínimos quadrados linear” na página 5-120
- “Interpolação e extrapolação exponenciais” na página 5-120
- “Suavização gaussiana” na página 5-120

Interpolação e extrapolação lineares

Dada uma função f de uma única variável x, o valor interpolado desta função em um valor de x entre dois valores da variável x_0 e x_1 é dado pela Equação (45):

$$f(x) = f(x_0) + \frac{[f(x_1) - f(x_0)]}{(x_1 - x_0)} \cdot (x - x_0) \tag{45}$$

Se o valor da função for desejado em um valor de x menor do que o menor valor tabulado da variável (x_0), então o valor da função é extrapolado usando a Equação (46):

$$f(x) = f(x_0) + \frac{[f(x_1) - f(x_0)]}{(x_1 - x_0)} \cdot (x_0 - x) \tag{46}$$

Enquanto que a extrapolação de um valor de x maior do que o maior valor tabulado da variável (x_N) é dado pela Equação (47):

$$f(x) = f(x_N) + \frac{[f(x_N) - f(x_{N-1})]}{(x_N - x_{N-1})} \cdot (x - x_N) \tag{47}$$

Interpolação e extrapolação por série de Taylor

Para uma função f de duas variáveis, x e y, uma tabela interpolada por série de Taylor pode ser criada entre os extremos dos dados usando a aproximação da série de Taylor sobre o ponto (x_0, y_0) para uma função de duas variáveis, como na Equação (48):

$$f(x, y) = f(x_0, y_0) + (x - x_0) \cdot \frac{\partial}{\partial x} f(x, y)\Big|_{\substack{x = x_0 \\ y = y_0}} + (y - y_0) \cdot \frac{\partial}{\partial y} f(x, y)\Big|_{\substack{x = x_0 \\ y = y_0}} \tag{48}$$

Esta equação diferencial é usada para criar a seguinte equação de diferença finita para interpolar a função f no ponto (x, y) entre dois valores tabulados na Equação (49):

$$f(x, y) = f(x_0, y_0) + (x - x_0) \cdot \frac{[f(x_1, y_0) - f(x_0, y_0)]}{(x_1 - x_0)} + (y - y_0) \cdot \frac{[f(x_0, y_1) - f(x_0, y_0)]}{(y_1 - y_0)} \tag{49}$$

Existem seis variações desta equação, usadas para extrapolar além dos limites dos dados medidos (ou tabulados) quando x, y ou ambos são menores ou maiores do que os dados disponíveis. Por exemplo, quando ambos x e y são maiores do que os dados disponíveis medidos (ou tabulados), a equação de diferença reversa na Equação (50) é usada:

$$f(x, y) = f(x_N, y_N) + (x - x_N) \cdot \frac{[f(x_N, y_M) - f(x_{N-1}, y_M)]}{(x_N - x_{N-1})} + (y - y_M) \cdot \frac{[f(x_N, y_M) - f(x_N, y_{M-1})]}{(y_M - y_{M-1})} \quad \textbf{(50)}$$

Interpolação e extrapolação bilineares

O algoritmo de interpolação/extrapolação bilinear é, de forma geral, mais preciso do que o algoritmo da série de Taylor, mas com um custo computacional maior. A equação para a função TPR do tamanho do campo f e profundidade efetiva d é dada na Equação (51) para o caso em que x esteja no intervalo (x1, x2) e y esteja no intervalo (y1, y2):

$$\begin{aligned} f(x, y) = {} & \frac{f(x1, y1)}{(x_2 - x_1) \cdot (y_2 - y_1)} \cdot (x_2 - x) \cdot (y_2 - y) + \\ & \frac{f(x_2, y_1)}{(x_2 - x_1) \cdot (y_2 - y_1)} \cdot (x - x_1) \cdot (y_2 - y) + \\ & \frac{f(x_1, y_2)}{(x_2 - x_1) \cdot (y_2 - y_1)} \cdot (x_2 - x) \cdot (y - y_1) + \\ & \frac{f(x_2, y_2)}{(x_2 - x_1) \cdot (y_2 - y_1)} \cdot (x - x_1) \cdot (y - y_1) + \end{aligned} \quad \textbf{(51)}$$

Na Figura 31, isto corresponde à Equação (52):

$$
\begin{aligned}
P = {} & \frac{Q_{11}}{(x_2 - x_1)\cdot(y_2 - y_1)} \cdot (x_2 - x)\cdot(y_2 - y) + \\
& \frac{Q_{21}}{(x_2 - x_1)\cdot(y_2 - y_1)} \cdot (x - x_1)\cdot(y_2 - y) + \\
& \frac{Q_{12}}{(x_2 - x_1)\cdot(y_2 - y_1)} \cdot (x_2 - x)\cdot(y - y_1) + \\
& \frac{Q_{22}}{(x_2 - x_1)\cdot(y_2 - y_1)} \cdot (x - x_1)\cdot(y - y_1) +
\end{aligned}
\tag{52}
$$

Figura 31 Parâmetros da interpolação bilinear

Para o caso em que x, y ou ambos estão fora do intervalo de dados medidos, há fórmulas de extrapolação para a frente e para trás, similares em natureza às fórmulas de extrapolação para a frente e para trás da série de Taylor.

Interpolação e extrapolação por mínimos quadrados linear

O algoritmo de mínimos quadrados para determinar α e β na equação linear dada por

$$y = \alpha + \beta \cdot x \tag{53}$$

dado um conjunto de medições de x e y é dado pela Equação (54):

$$\alpha = \frac{\Sigma y \cdot \Sigma x^2 - \Sigma x \cdot \Sigma x \cdot y}{n \cdot \Sigma x^2 - (\Sigma x)^2}, \quad \beta = \frac{n \cdot \Sigma x \cdot y - \Sigma y \cdot \Sigma x}{n \cdot \Sigma x^2 - (\Sigma x)^2} \tag{54}$$

Quando a linha é ajustada por um conjunto de pontos (normalmente 5-20), o valor de y pode ser avaliado para qualquer x desejado (interpolação ou extrapolação).

Interpolação e extrapolação exponenciais

Ao usar o logaritmo dos valores da função (Y) como uma função dos valores dos dados de x, uma distribuição exponencial pode ser modelada por uma equação linear, como segue:

$$y = \log(Y) = \alpha + \beta \cdot x \tag{55}$$

Esta equação linear pode, então, ser inserida no algoritmo de ajuste por mínimos quadrados acima para determinar a α e β. A seguir, os dados, Y, podem ser interpolados ou extrapolados como uma função de x usando a equação:

$$Y = \exp(\alpha + \beta \cdot x) = e^{(\alpha + \beta \cdot x)} \tag{56}$$

Suavização gaussiana

Os dados de OCR frequentemente têm truncamento e ruído de medições que precisam ser suavizados antes de serem usados pela interpolação ou extrapolação (série de Taylor ou mínimos quadrados). Isso é feito ao aplicar convolução aos dados radiais interpolados (com espaçamento de 0,1 mm) com um filtro gaussiano de 7 pontos (matriz), com uma largura (sigma) de raiz quadrada de (1,2) mm ($\sqrt{1.2}$). O filtro está normalizado para ter a resposta da unidade ao dividir cada um dos 7 dos valores da matriz gaussiana originais pela soma dos valores da matriz. Além do coeficiente de normalização, α, cada termo no valor da matriz x tem a forma dada na Equação (57): e Equação (58):

$$N = \sum_{i=0}^{6} e - \left(\frac{(i-3)^2}{(2 \cdot 1.2)} \right) \tag{57}$$

$$\text{GaussianSmooth}(X_j) = \frac{1}{N}\sum_{i=0}^{6} X_{j+i-3.}e-\left(\frac{(i-3)^2}{(2\cdot 1.2)}\right) \quad (58)$$

Intervalo das medições

O algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing procura e interpola ou extrapola os dados medidos. Portanto, o cálculo é mais preciso ao operar dentro dos intervalos dos dados medidos. Recomenda-se que os dados sejam gerados dentro dos seguintes intervalos:

- Para os fatores de rendimento (OF), para cada colimador, recomenda-se que as medições sejam obtidas entre SAD de 650 mm e SAD de 1.000 mm.
- Para a razão tecido-objeto simulador (TPR), recomenda-se que as medições sejam obtidas para cada diâmetro de colimador entre a profundidade de 0 mm e a profundidade de 300 mm em água. Portanto, o cálculo de mais alta precisão ocorrerá para tamanhos de campo entre 5 mm e 60 mm e em profundidades efetivas entre 0 mm e 300 mm.
- Para razões fora do centro (OCR), recomenda-se que as medições sejam obtidas para cada colimador entre a profundidade de 15 mm e a profundidade de 30 mm. Os raios deverão ser medidos a pelo menos 30 mm fora do eixo para colimadores de 15 mm ou menores e a 50 mm fora do eixo para colimadores de 20 mm ou maiores.

Construção das tabelas armazenadas de dados de feixes

Esta seção descreve como as tabelas armazenadas de dados de feixes são construídas. Aborda os seguintes tópicos:

- “Fator de rendimento (OF)” na página 5-121
- “Razão tecido-objeto simulador (TPR)” na página 5-122
- “Razão fora do centro (OCR)” na página 5-125

Fator de rendimento (OF)

O fator de rendimento é determinado com base no colimador e na SAD. Uma ou mais medições de SAD são fornecidas para cada colimador. São recomendadas as medições a 650 mm, 800 mm e 1.000 mm. A tabela para cada colimador é construída por interpolação e extrapolação linear ao longo da dimensão da SAD.

Como os pontos originais para construir a tabela são incluídos diretamente na tabela, a diferença entre os dados medidos e os dados tabulados é 0 (ou no máximo com precisão de arredondamento da máquina de 10^{-7}) nesses pontos.

Razão tecido-objeto simulador (TPR)

Os arquivos de entrada de dados de feixe de TPR para cada colimador deverão cobrir profundidades de 0 a 300 mm em incrementos de profundidade de 1 mm. Normalmente, os dados são obtidos em cerca de 15 profundidades e ajustados para um spline cúbico para gerar uma tabela a intervalos de 1 mm. Algumas vezes, o físico do local faz medições detalhadas com incrementos de 1 mm. Em qualquer caso, a qualidade dos dados de entrada está sujeita à aprovação pela equipe local, antes de ser transferida por upload para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* como arquivos de dados de TPR.

Para criar tabelas de TPR com profundidades maiores do que o último ponto de profundidade inserido (além de 300 mm), o usuário poderá selecionar a extrapolação por série de Taylor (não recomendado, mas retida por compatibilidade com versões anteriores do Sistema MultiPlan) ou extrapolação exponencial (recomendada). Esses algoritmos extrapolam os perfis de profundidade medida do colimador a 450 mm ou para uma profundidade máxima selecionada pelo usuário de até 800 mm.

A Accuray recomenda usar a extrapolação exponencial porque ela é executada ajustando uma linha de mínimos quadrados ao registro de valores de TPR e, portanto, é mais robusto em relação a ruído de medições, como mostrado na curva na Figura 32. Para referência, a extrapolação por série de Taylor é mostrada na Figura 33. Na Figura 33, os últimos dois pontos (usados na extrapolação de Taylor) para alguns dos colimadores fez com que a extrapolação fosse baixa demais. Desde o Sistema MultiPlan versão 2.0, os valores extrapolados de TPR foram limitados a 1,17 se forem maiores do que 1,17 e a 0,0 se forem menores do que 0,0.

Figura 32 Extrapolações exponenciais de profundidade de TPR

Figura 33 Extrapolações imprevisíveis de profundidade de TPR com o algoritmo da série de Taylor

Depois que a extrapolação de profundidade (se ocorrer) for concluída para cada um dos colimadores, os dados medidos e extrapolados do colimador são usados para interpolar e extrapolar a tabela de TPR para tamanhos de campo de 0 a 99,5 mm. As interpolações e extrapolações inferiores à profundidade medida são muito mais suaves do que funções similares usando dados medidos, pois a extrapolação é muito suave (dentro da precisão da máquina). Isto pode ser visto na Figura 34 observando a diferença de ruído nos dados de TPR extrapolados de 99,5 mm.

A interpolação e a extrapolação são realizadas usando o método da série de Taylor, que funciona relativamente bem para interpolação. Para a extrapolação, este método introduz uma ligeira oscilação nos dados em um tamanho de campo maior. Esta oscilação e a ligeira descontinuidade na extrapolação da profundidade a 300 mm podem ser vistas na Figura 34. A descontinuidade da profundidade é da ordem de 0,002 (portanto o erro da dose seria no máximo de aproximadamente 0,002% neste ponto), enquanto que a oscilação (acima da profundidade de extrapolação) é da ordem de 0,01 (ao longo de todo o intervalo medido). Como nossos conjuntos de caminhos de tratamento normais posicional o isocentro entre SAD de 800 e 1.000 mm (com a maioria dos casos em torno de SAD igual a 900 mm), o cálculo de dose do colimador de 60 mm só precisará de tamanhos de campo de TPR de cerca de 75-80 mm (1.000/800=1,25; 1,25 * 60 mm=75 mm). Esses tamanhos de campo geralmente ocorrem entre valores de profundidade efetiva de 50 e 300 mm, portanto eles usam dados medidos para criar as extrapolações de tamanho de campo. Para a extrapolação por série de Taylor, a oscilação aumenta linearmente de 60 mm para 99,5 mm, portanto podemos presumir que a oscilação é de cerca 0,005 a 80 mm. Isto produziria um erro de cálculo de cerca de 0,5% na TPR até que a profundidade efetiva atinja 300 mm (ou o final dos dados medidos).

Figura 34 Valores de dados de PR medidos e extrapolados como uma função da profundidade efetiva

Como os valores de entrada dos dados de TPR são usados para todos os valores da tabela de TPR que estão nos tamanhos de campo do colimador e acima do corte de profundidade dos dados de entrada, o erro entre os dados medidos e os dados tabulados é da ordem do erro de arredondamento da máquina (10^{-7}) nesses pontos.

Razão fora do centro (OCR)

Sistema MultiPlan versões 1.5 e anteriores:

- Como a amostragem radial das tabelas de dados de feixes de OCR é pequena (<1 mm), a interpolação para profundidades de OCR menores do que a primeira medição ou entre medições é feita extrapolando linearmente ao longo da coordenada profundidade e usando o valor radial mais próximo.
- Para profundidades de OCR maiores do que o último ponto de dados inserido: Extrapolação linear usando os últimos 2 valores até 300 mm e constante a partir daí.
- Para raios de OCR maiores do que o último valor inserido: A média dos últimos 3 valores de raio inseridos, estendidos para raio infinito.

A tabela de OCR para cada colimador vai de raio 0 a 59,9 mm em incrementos de 0,1 mm e de uma profundidade de 0 mm ao final da tabela (450 mm ou uma profundidade máxima selecionada pelo usuário de até 800 mm) em incrementos de 1,0 mm. O algoritmo de mínimos quadrados linear executa extrapolação radial e de profundidade, de tal forma que:

- Se o intervalo de medições radiais para uma dada profundidade for de < 59,5 mm, então:
  - Selecione todas as medições para as quais os valores de OCR satisfazem

$$\left|\frac{\partial}{\partial r}\mathrm{OCR}\right| < 0.051 \quad \mathrm{e} \quad 0{,}002 < \mathrm{OCR} < 0{,}2 \tag{59}$$

  - Se houver menos do que 3 pontos que satisfaçam esses critérios, então estenda o último valor de OCR para preencher todos os valores radiais até 59,9 mm.
  - Caso contrário, use extrapolação exponencial para calcular o valor de OCR ao longo desta profundidade até um valor radial de 59,9 mm.
  - Interpole linearmente todos os dados nesta profundidade com espaçamento de 0,1 mm.
- Se o intervalo das medições radiais para uma dada profundidade for ≥ 59,9 mm, mas o espaçamento radial difere de 0,1 mm, então interpole linearmente com 0,1 mm.
- Se as amostras abrangerem o intervalo desejado no espaçamento desejado, simplesmente copie-as.
- Execute a suavização gaussiana das amostras de 0,1 mm para esta profundidade.
- Use todas as medições (suavizadas) para ajustar uma linha de mínimos quadrados linear em cada valor radial para todas as medições de profundidade. A seguir, use esta linha para interpolar e extrapolar o valor de OCR de 0 até a profundidade de 50 mm a 1,0 mm para fora do eixo. À profundidade de 50 mm ou mais, o incremento é de 50. A última profundidade não pode ser um incremento de 50, já que depende de qual é a profundidade máxima selecionada pelo usuário. Se a profundidade máxima selecionada pelo usuário é de 790 mm, a última profundidade tem um incremento de 40.

Quando a tabela de OCR tiver sido calculada, para cálculos de dose real, os valores entre os valores tabulados são acessados usando os valores radiais do vizinho mais próximo e da interpolação linear em profundidade. Para valores fora da tabela, os valores radiais na borda da tabela são usados e os valores de profundidade são extrapolados linearmente.

O erro entre as medições de dados de OCR de entrada e os valores de tabela interpolados e suavizados pode ser calculado ao longo de cada direção radial para cada um dos valores de entrada. Para avaliar a importância desses erros, descritores estatísticos (máximo, média e desvio padrão) são tabulados abaixo na Tabela 22 para os erros absolutos de OCR (Delta) e a distância de valores de concordância (DistToAgree) para amostras penumbrais com $0,8 > OCR \geq 0,2$. As estatísticas são medidas para cada combinação de colimador/profundidade de 15 locais diferentes. As diferenças são pequenas, portanto elas foram multiplicadas por 1.000 para que a tabela seja mais legível. Para algumas combinações de local/colimador, medições adicionais de profundidade estavam presentes. O número de amostras indica quantas medições radiais no total foram executadas em cada combinação de colimador/profundidade.

A amostra de médias ponderadas para cada uma das estatísticas está listada na linha inferior da Tabela 22, e os valores pequenos (também x1.000) das estatísticas de desvio padrão indicam que aproximadamente 99,7% dos valores de OCR da tabela calculada estão no intervalo de 0,0018 dos valores dos dados de entrada e que aproximadamente 99,7% dos valores de OCR da tabela calculada na região de penumbra estão no intervalo de 0,015 mm dos dados de entrada.

Tabela 22 Exemplo de erros absolutos de interpolação e distância- concordância para os valores de OCR

Colimador (mm)	Profundidade (mm)	Amostras de números	Delta (x 1.000)			DistToAgree (mm)(x 1.000)		
			Máx	Média	Desvio padrão	Máx	Média	Desvio padrão
5	15	4.492	8,2	0,2	0,5	23	4,6	3,8
5	50	4.492	10,4	0,3	0,6	31,8	5,5	6,1
5	100	4.401	11,2	0,3	0,7	52,4	6,3	8,9
5	150	132	19,3	1,1	2,3	14,2	3,4	3,7
5	200	4.492	21,5	0,3	0,6	48	4,2	4,3
5	300	163	6,1	1,2	1,3	19,8	5,5	4,2
7,5	15	4.552	7,3	0,5	0,4	27,8	4,7	4,1
7,5	50	4.552	8,9	0,2	0,5	38,3	5,2	5,3
7,5	100	4.421	8	0,2	0,4	30,8	4,4	2,6
7,5	150	131	15,1	0,8	2	13,4	2	3,1
7,5	200	4.552	21,5	0,3	0,5	36,3	4,6	3,7
7,5	300	183	3,2	0,8	0,8	9	5,1	3,6
10	15	4.577	5,7	0,4	0,4	22,8	3,6	1,8
10	50	4.577	5,3	0,2	0,3	23,7	3,7	2,2
10	100	4.421	6,9	0,2	0,4	31,3	4	2,6
10	150	156	12,9	0,6	1,5	12,9	1,9	3,1
10	200	4.577	17,8	0,3	0,6	52,2	5,7	8,8
10	300	183	2,7	0,6	0,7	12,3	6,5	4
12,5	15	4.599	5,4	0,3	0,5	30,6	4,5	3,8
12,5	50	4.599	7,1	0,2	0,4	30,3	4,8	4,9
12,5	100	4.428	7,1	0,3	0,5	31,8	4,9	5,2
12,5	150	171	10,9	0,6	1,5	15,8	2,2	3,7
12,5	200	4.599	16,5	0,3	0,7	35,4	4,8	5,9
12,5	300	165	3,6	0,7	0,9	13,9	9,5	4
15	15	4.574	9,2	0,4	0,7	44,9	5,3	7
15	50	4.574	7,2	0,2	0,4	25,6	4,2	3,7
15	100	4.403	6,5	0,3	0,5	30,7	4,4	5,3
15	150	171	13,8	0,5	1,5	12,9	2,3	3,6
15	200	4.574	15,6	0,3	0,5	27,3	4,1	3,6
15	300	165	2,6	0,6	0,8	16,8	12,8	3,4
20	15	4.659	7,8	0,2	0,4	38,4	4,3	3
20	50	4.659	8,5	0,2	0,4	48,1	4,1	3,2
20	100	4.428	6,5	0,3	0,5	32,1	4,6	5
20	150	231	14,8	0,6	1,8	22,6	1,8	4,6
20	200	4.659	16,2	0,3	0,6	24,4	3,7	2,6
20	300	165	4,9	0,7	1	21,9	12,6	8,2
25	15	4.689	5,9	0,2	0,4	27,2	3,8	2,5

Tabela 22 Exemplo de erros absolutos de interpolação e distância- concordância para os valores de OCR

Colimador (mm)	Profundidade (mm)	Amostras de números	Delta (x 1.000)			DistToAgree (mm)(x 1.000)		
			Máx	Média	Desvio padrão	Máx	Média	Desvio padrão
25	50	4.689	7,6	0,2	0,4	25,3	4,1	3
25	100	4.428	8,5	0,3	0,6	51,6	4,8	6,2
25	150	261	17,2	0,7	2,1	27,2	2,7	6,4
25	200	4.689	18,9	0,4	0,7	53,8	4,6	6,3
25	300	165	9,8	0,8	1,7	19,8	10,8	8,6
30	15	4.742	5,2	0,6	0,6	40,3	4	2,3
30	50	4.742	9,4	0,3	0,6	50,5	5,4	7,3
30	100	4.461	7,6	0,3	0,7	40,7	5,1	6,6
30	150	281	9,1	0,4	1,1	24,4	2	4,9
30	200	4.742	24,7	0,4	0,8	51	4,2	4,6
30	300	165	16,2	1	2,7	18,5	14,1	4,1
35	15	5.027	7,2	0,2	0,4	36,4	4,8	5,8
35	50	5.027	8,2	0,2	0,5	45,5	5,1	6,6
35	100	4.486	7,2	0,3	0,6	43,5	4,1	3
35	150	541	9,1	0,2	0,7	13,9	1,3	2,8
35	200	5.027	11,2	0,3	0,8	50,4	4,4	5,5
35	300	165	21,7	1,1	3,5	22,4	14,3	6,2
40	15	5.097	6,7	0,5	0,6	32,1	4,7	4,9
40	20	201	7,8	0,6	1,3	6,7	2,1	2
40	50	5.097	8,5	0,2	0,5	51	4,8	6,1
40	100	4.536	8,1	0,3	0,7	50	5,2	7
40	150	561	11	0,3	0,9	12,4	1	2,1
40	200	4.896	13,7	0,3	0,7	40,3	3,8	3,7
40	300	165	2,9	0,6	0,8	22,8	15,6	9,4
50	15	5.197	6,1	0,2	0,4	40	4,8	5,1
50	50	5.197	8,3	0,3	0,7	51,4	5	6,8
50	100	4.586	8	0,3	0,7	40,9	5,2	5,9
50	150	611	13,8	0,3	1,1	21,1	1,3	3,3
50	200	5.197	17,2	0,4	1	63	4,9	7,3
50	300	165	2,9	0,5	0,8	36,7	16,9	15
60	15	5.247	12,6	0,2	0,6	65	6	7,7
60	50	5.247	12,4	0,3	0,9	68,6	5,7	7,8
60	100	4.586	12,4	0,5	1,2	69,6	5,6	7
60	150	661	1,2	0	0,1	21,5	1,6	3,6
60	200	5.247	22,2	0,5	1,2	45,1	4,4	5,1
60	300	165	5	0,6	1,1	30	22,1	7,5
Valores de média ponderada =			**10,5**	**0,3**	**0,6**	**40,4**	**4,7**	**5**

Os valores de OCR e TPR usados no cálculo de dose são multiplicados juntos, então é somente o produto combinado que entra no cálculo. Figura 35 mostra a redução do produto OCR * TPR como função da profundidade e do raio fora do centro e indica porque os valores (pequenos) nos grandes raios e profundidades são relativamente insensíveis aos algoritmos usados para criá-los. Note que a Figura 35 indica o produto OCR * TPR em profundidades efetivas de 15, 50, 100, 200 e 300 mm.

Figura 35 Tabela de OCR * TPR para o colimador de 20 mm

Interpolação e extrapolação para as tabelas de dados armazenados de feixes

A seção anterior (“Construção das tabelas armazenadas de dados de feixes” na página 5-121) descreve os métodos usados para interpolar e extrapolar os dados medidos ao gerar as tabelas de pesquisa do fator de rendimento, TPR, e de OCR. Esta seção aborda os métodos para determinar os valores desses parâmetros para valores de entrada que não são os valores armazenados na tabela.

A maioria do erros associados com a conversão do fator de rendimento medido, TPR, e valores de OCR ocorre na criação da tabela, pois os valores são armazenados em intervalos relativamente finos em comparação com as magnitudes das interpolações necessárias depois que as tabelas foram construídas.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Cálculo de profundidade efetivo” na página 5-130
- “Procuras de fator de rendimento” na página 5-131
- “Pesquisas de TPR” na página 5-131
- “Pesquisas de OCR” na página 5-131

Cálculo de profundidade efetivo

Há dois métodos de cálculo de profundidade efetivo:

- Método 1 (opção Correção do Contorno não selecionada): Aproximara dose em um ponto ao projetar no eixo central do feixe.
- Método 2 (opção Correção do Contorno selecionada): Calcula a dose em um ponto, usando a interpolação trilinear a partir dos pontos, junto com 4 raios ao redor que, a partir de um prisma, rodeando o ponto.

Cada feixe tem um conjunto de profundidades efetivas calculado e armazenado em aumentos de 1 mm de profundidade junto com o eixo central do feixe. Além disso, cada feixe também tem um conjunto de 120 raios de profundidade adicionais calculados e armazenados, novamente, a aumentos de 1 mm de profundidade. Esses raios adicionais são organizados em um conjunto de 10 cones concêntricos cobrindo a seção cruzada do feixe, com cada cone com doze raios, espaçados em intervalos de 30 graus, e o maior cone com raio de 800 mm, com SAD igual ao tamanho nominal do colimador. Se a opção Correção do Contorno não estiver selecionada, a profundidade efetiva em cada ponto é definida para a profundidade daquele ponto projetado no eixo central do feixe, calculado pela interpolação linear entre dois valores de profundidade nos intervalos mais próximos de 1 mm. Se a opção de Correção do Contorno for selecionada, a profundidade específica em cada ponto é calculada por meio da interpolação trilinear dos valores de profundidade efetivos dos 4 raios mais próximos, usando os pontos que fazem a intersecção do plano perpendicular ao eixo central e contém o ponto que está sendo calculado (consulte “Correção de Contorno” na página 5-14). A profundidade efetiva para todos os raios (central e fora do eixo) é determinada a partir do volume de TC em aumentos de 1 mm de profundidade.

Procuras de fator de rendimento

Valores de fator de rendimento são armazenados para cada colimador com base na SAD do feixe. Para um dado ponto, a SAD é calculada para o ponto mais próximo ao longo do eixo central do feixe. Valores de SAD entre as entradas de tabela armazenadas são linearmente interpolados. Valores de SAD além das entradas de tabela armazenadas são linearmente extrapolados da mesma forma que os valores da tabela são gerados quando a tabela de pesquisa é criada a partir dos dados medidos. A tabela armazena os valores em incrementos de SAD de 50 mm entre SAD 500 mm e 1100 mm.

Pesquisas de TPR

Valores de TPR são armazenados com base na profundidade efetiva e tamanho do campo. Para um dado ponto, a profundidade efetiva do feixe e o tamanho do campo são calculados para o ponto mais próximo ao longo do eixo central do feixe. Pontos que caem entre os valores de tabela armazenados são interpolados bilinearmente. Pontos que caem além dos valores armazenados criados na tabela são bilinearmente extrapolados. Como com a tabela de OCR, os valores de profundidade são armazenados em incrementos de 1 mm até a profundidade máxima (450 mm a 800 mm) inserida pelo usuário. Os tamanhos de campo são armazenados de 0 mm a 105 mm em profundidades de 0,5 mm. Para obter mais informações sobre o cálculo de profundidade, consulte “Cálculo de profundidade efetivo” na página 5-130.

Pesquisas de OCR

Valores de OCR são armazenados com base no diâmetro do colimador, profundidade efetiva e distância do eixo central (ou raio fora do eixo). Para cada diâmetro de colimador, uma tabela é criada que armazena o valor de OCR com base na profundidade efetiva e raio fora do eixo. Para um dado ponto e colimador, determinamos a profundidade efetiva do eixo no ponto mais próximo ao longo do eixo central e no raio fora do eixo naquele ponto. Escalamos o raio fora do eixo para a normal do plano até o eixo, que é 800 mm a partir da origem. O raio fora do eixo é armazenado em incrementos de 0,1 mm. A tabela de procura usa o valor do incremento de 0,1 mm mais próximo.

O raio máximo acessado fora do eixo é 60 mm. Para raios maiores do que isto, o valor de 60 mm é usado. Portanto, em geral, o algoritmo superestima ligeiramente a contribuição de dose de cada eixo nos pontos a 60 mm ou mais de distância do eixo central do feixe.

A tabela de procura usa uma expansão da série de Taylor para interpolar entre as profundidades armazenadas da tabela e extrapolar além da profundidade máxima da tabela. O incremento de 1 mm é usado para profundidade de 15 mm. Na profundidade de 50 mm ou mais, o incremento é de 50. A última profundidade não pode ser um incremento de 50 mm, já que depende de qual é a profundidade máxima selecionada pelo usuário. Se a profundidade máxima selecionada pelo usuário é de 790 mm, a última profundidade tem um incremento de 40.

Para obter mais informações sobre o cálculo de profundidade, consulte “Cálculo de profundidade efetivo” na página 5-130.

Densidade do tecido e precisão de cálculo de dose Ray-Tracing

O algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing é mais exato quanto mais próximas da densidade da água estiverem as densidades dos tecidos, pois todos os dados são medidos em água.

O algoritmo Ray-Tracing presume equilíbrio de dispersão lateral dentro do feixe. Este pressuposto não é mais válido quando tecido de baixa densidade é percorrido. Exemplos de casos clínicos em que este pressuposto não é fisicamente preciso são lesões dentro ou próximas a tecido do pulmão ou próximas das cavidades sinusais. A quantidade de erros dependerá de vários fatores e, portanto, é específica de cada caso. Elementos que provavelmente aumentarão o erro geral são:

- **Tamanho do tumor**: Um tumor menor geralmente resultará em erros maiores, pois a região de build-up da dose no tumor é menor.
- **Tamanho do colimador**: Colimadores menores geralmente têm erros maiores por que os efeitos do desequilíbrio de dispersão lateral são mais pronunciados.
- **Localização do tumor**: Um tumor no meio de uma região de baixa densidade geralmente terá erros maiores do que tumores na borda de regiões de baixa densidade.

Os erros esperados de tratamento são para 33 casos clínicos publicados em Deng et al. [Ref. 13].

A precisão do algoritmo Ray-Tracing também diminui ao percorrer grandes objetos de metal, como próteses de quadril. Essas regiões criam dois problemas: um grande diferencial de densidade e a presença de artefatos de CT, que tornam difícil a avaliação precisa das propriedades reais do material pelo qual os feixes passam. Os usuários deverão considerar a desativação de feixes que passam diretamente através de grandes objetos de metal.

Referências

Uma bibliografia do Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é fornecida abaixo.

Monte Carlo Referências:

1. Kawrakow I, Fippel M, Friedrich K. 3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC). *Medical Physics* 1996;23(4):445-457.
2. Kawrakow I, Fippel M. Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Phys Med Biol* 2000;45(8):2163-2183.
3. De Smedt B, Fippel M, Reynaert N, Thierens H. Denoising of Monte Carlo dose calculations: smoothing capabilities versus introduction of systematic bias. *Medical Physics* 2006;33(6):1678-1687.
4. ICRU Report 46D (1992) Photon, electron, proton, and neutron interaction data for body tissues. ICRU Publications, Bethesda, MD.
5. AAPM Report 85 (2004) Report of the AAPM Task Group No. 65: Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
6. AAPM Report 97 (2007) Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues Associated with Clinical Implementation of Monte Carlo-based Photon and Electron External Beam Treatment Planning. *Medical Physics;*34(12):4818-4853.

Monte Carlo Histórico:

1. Deng J, Jiang SB, Li J, Pawlicki T, Ma CM. Photon beam characterization and modeling for Monte Carlo treatment planning. *Phys Med Biol.* 2000;45(2):411-427.
2. Deng J, Jiang SB, Pawlicki T, Li JS, Ma CM. Electron beam commissioning for Monte Carlo dose calculation. Em: Schlegel W, Bortfeld T, eds. Proceedings of the XIIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR). Heidelberg, Alemanha: Springer-Verlag; 2000;431-433.
3. Deng J, Jiang SB, Pawlicki T, Li J, Ma CM. Derivation of electron and photon energy spectra from electron central axis depth dose curves. *Phys Med Biol*. 2001;46(5):429-449.

4. Jiang SB, Deng J, Li JS, Pawlicki T, Boyer AL, Ma CM. Modeling and commissioning of clinical photon beams for Monte Carlo treatment planning. Em: Schlegel W, Bortfeld T, eds. Proceedings of the XIIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR). Heidelberg, Alemanha: Springer-Verlag; 2000;434-436.
5. Jiang SB, Kapur A, Ma CM. Electron beam modeling and commissioning for Monte Carlo treatment planning. *Medical Physics* 2000;27(1):1801-91.
6. Keall PJ, Hoban PW. Superposition dose calculation incorporating Monte Carlo generated electron track kernels. *Medical Physics* 1996;23(4):479-485.
7. Li JS, Pawlicki T, Deng J, Jiang SB, Mok E, Ma CM. Validation of a Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol.* 2000;45(10):2969-2985.
8. Ma CM, Faddegon BA, Rogers DW, Mackie TR. Accurate characterization of the Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy. Medical Physics 1997;24(3):401-416.
9. Ma CM, Li JS, Pawlicki T, Jiang SB, Deng J. MCDOSE – A Monte Carlo dose calculation tool for radiation therapy treatment planning. Em: Schlegel W, Bortfeld T, eds. Proceedings of the XIIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR). Heidelberg, Alemanha: Springer-Verlag; 2000:123-125.
10. Ma CM, Li J-S, Pawlicki T et al. A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol*. 2002;47(10):1671-1689.
11. Ma CM, Mok E, Kapur A, Findley D, Brain S, Forster K, Boyer AL. Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Medical Physics* 1999;26(10):2133-2143.
12. Ma CM, Nahum AE. Calculation of absorbed dose ratios using correlated Monte Carlo sampling. *Medical Physics* 1993;20(4):1189-1199.

Referências adicionais

13. Wilcox, Daskalov et al. Comparison of Planned Dose Distributions Calculated by Monte Carlo and Ray-Trace Algorithms for the Treatment of Lung Tumors with CyberKnife: A Preliminary Study in 33 Patients. *Int. J. Rad Onc Biol Phys.* 2010.

Apêndice 2A: Regras de validação de dados de feixe

Introdução

Este apêndice ao Capítulo 2, “Comissionamento”, lista as regras de validação de dados de feixe, os nomes de arquivos de dados de feixe para cada tamanho de colimador e os limites de valor dos dados de feixe.

O aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) do Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* valida arquivos de dados de feixe durante o processo de importação usando as regras de validação de dados de feixe. Se os dados contidos em um arquivo violar qualquer uma dessas regras, a opção de importação desse arquivo será desativada, e o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) exibirá uma mensagem de erro ou de aviso.

NOTA: Os arquivos de dados de feixe devem ser gerados em formato de texto simples (ASCII ou ANSI). Caso contrário, eles não podem ser importados para o Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS*. O Sistema de Gerenciamento de Dados *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

Este apêndice aborda os seguintes tópicos:

- “Regras de validação de dados de feixe” na página 2A-2
- “Nomes de arquivos de dados de feixe para cada tamanho de colimador” na página 2A-13
- “Limites de valores de dados de feixe” na página 2A-15

Regras de validação de dados de feixe

A Tabela 1 lista regras de validação de dados de feixe do aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe). A primeira coluna da Tabela 1 fornece o texto da mensagem de erro ou de aviso exibida.

O procedimento para importação de arquivos de dados de feixe usando o aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) está descrito no Capítulo 2, “Comissionamento”. Para obter informações detalhadas sobre o aplicativo Beam Data Import (Importar dados de feixe), consulte o *Manual de gerenciamento de dados*.

NOTA: Nos cabeçalhos dos arquivos de dados de feixe, as palavras “versão” e “amostra” devem ser em letra minúscula.

NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe

Mensagem	Type (Tipo)
`DMtable.txt`	
Data for all collimator sizes must be included (Dados de todos os tamanhos de colimador devem ser incluídos)	Erro
The number of collimators must equal the number of columns (O número de colimadores deve ser igual ao número de colunas)	Erro
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
Output Factor values exceed allowable range (Os valores do fator de rendimento excedem o intervalo permitido) (consulte a Tabela 3 na página 2A-15.)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
A minimum of 3 SAD measurements are required (É necessário um mínimo de 3 medidas de SAD)	Erro
Values for each collimator must increase monotonically (Os valores de cada colimador devem aumentar de forma previsível)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
Data for 800 SAD must be included (Dados para 800 SAD devem ser incluídos)	Erro
The number of SADs must equal the number of rows of data (O número de SADs deve ser igual ao número de linhas de dados)	Erro
SAD values must be in the range of 300 to 1500 mm (Os valores de SAD devem estar no intervalo de 300 a 1.500 mm)	Erro
`iris_mc_centralpdd.txt`	
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The number of depths must equal the number of rows (O número de profundidades deve ser igual ao número de linhas)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
The maximum number of depth measurements allowed is 500 (O número máximo de medidas de profundidade permitido é 500)	Erro
The maximum depth increment is 3 mm (O incremento de profundidade máximo é 3 mm)	Erro
The maximum value allowed is 100.00 (O valor máximo permitido é 100,00)	Erro
The minimum depth must be greater than 0 mm (A profundidade máxima deve ser maior do que 0 mm)	Erro
The minimum number of depth measurements required is 100 (O número mínimo de medidas de profundidade permitido é 100)	Erro
The minimum value allowed is 0.00 (O valor mínimo permitido é 0,00)	Erro
Depths must increase monotonically (As profundidades devem aumentar de forma previsível)	Erro
Data must be formatted to a precision of 2 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
The SSD must be 800 (O SSD deve ser 800)	Erro
`iris_mc_doseprofile.txt`	
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The depth of the measurements must be included (A profundidade das medidas deve ser incluída)	Erro
Depth must be in the range of 10 to 30 mm (A profundidade deve estar no intervalo de 10 a 30 mm)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
The maximum value at 0 mm must equal 1.0000 (O valor máximo a 0 mm deve ser igual a 1,0000)	Erro
Values for each radius must increase monotonically (Os valores de cada raio devem aumentar de forma previsível)	Erro
Data must be formatted to a precision of 4 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
The value for a radius of 0 mm must be included (O valor de um raio de 0 mm deve ser incluído)	Erro
The number of radii measured must equal the number of rows (O número de raios medidos deve ser igual ao número de linhas)	Erro
Radius must be in the range of -80 to 80 mm (O raio deve estar no intervalo de -80 a 80 mm)	Erro
The number of radii measured must be 161 (O número de raios medidos deve ser 161)	Erro
SSD must be in the range of 700 to 900 mm (O SSD deve estar no intervalo de 700 a 900 mm)	Erro
Values must be in the range of 0.0000 to 1.0900 (Os valores devem estar no intervalo de 0,0000 a 1,0900)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
`iris_mc_outputfactor.txt`	
The value for the 5 mm collimator must be greater than or equal to 0.400 (O valor do colimador de 5 mm deve ser maior ou igual a 0,400)	Erro
The value for the 60 mm collimator must be 1.000 (O valor para o colimador de 60 mm deve ser igual a 1,000)	Erro
The number of collimators must equal the number of rows (O número de colimadores deve ser igual ao número de linhas)	Erro
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The depth of the measurements must be included in the file header (A profundidade das medidas deve ser incluída no cabeçalho do arquivo)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
Values must increase monotonically (Os valores devem aumentar de forma previsível)	Erro
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
A row must be present for each collimator (Deve haver uma linha para cada colimador)	Erro
The SAD must be 800 mm (O SAD deve ser 800 mm)	Erro
`irisOCRtable`*N*`.txt` (onde *N* vai de 0 a 11)	
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The number of depths must equal the number of columns (O número de profundidades deve ser igual ao número de colunas)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
The file name must include the collimator size (O nome do arquivo deve incluir o tamanho do colimador)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
There must be a fixed distance between radial measurements (Deve haver uma distância fixa entre as medidas radiais)	Erro
Values are outside of expected range of Full Width Half Max check (Os valores estão fora do intervalo esperado da verificação da largura total, metade da potência máxima)	Atenção
File header must include version number, sample value and collimator size (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e o tamanho do colimador)	Erro
Values are expected to decrease monotonically with increasing radius (Espera-se que os valores diminuam de forma previsível com o aumento do raio)	Atenção
Off Axis Ratio (OAR) values are out of allowable range (Os valores OAR estão fora do intervalo permitido) (consulte a Tabela 3 na página 2A-15.)	Erro
At least one depth measurement must be greater than 150 mm (Pelo menos, uma medida de profundidade deve ser maior do que 150 mm)	Erro
At least one depth measurement must be less than 50 mm (Pelo menos, uma medida de profundidade deve ser menor do que 50 mm)	Erro
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
Distance between measurements exceeds 1 mm (A distância entre as medidas excede 1 mm)	Atenção
The number of radial measurements must equal the number of rows (O número de medidas radiais deve ser igual ao número de linhas)	Erro
`irisOFtable.txt`	
Data for all collimator sizes must be included (Dados de todos os tamanhos de colimador devem ser incluídos)	Erro
The number of collimators must equal the number of columns (O número de colimadores deve ser igual ao número de colunas)	Erro
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
Output Factor values exceed allowable range (Os valores do fator de rendimento excedem o intervalo permitido) (consulte a Tabela 3 na página 2A-15.)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
A minimum of 3 SAD measurements are required (É necessário um mínimo de 3 medidas de SAD)	Erro
Values for each collimator must increase monotonically (Os valores de cada colimador devem aumentar de forma previsível)	Erro
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
Data for 800 SAD must be included (Dados para 800 SAD devem ser incluídos)	Erro
The number of SADs must equal the number of rows of data (O número de SADs deve ser igual ao número de linhas de dados)	Erro
SAD values must be in the range of 300 to 1500 mm (Os valores de SAD devem estar no intervalo de 300 a 1.500 mm)	Erro
`irisTPRtable.txt`	
Data for all collimator sizes must be included (Dados de todos os tamanhos de colimador devem ser incluídos)	Erro
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The 15 mm depth measurement must be included for all field sizes. (A medida de profundidade de 15 mm deve ser incluída para todos os tamanhos de campo.) The value must be 1.000 (O valor deve ser 1,000)	Erro
Number of depth measurements is less than 150 (O número de medidas de profundidade é menor do que 150)	Erro
Number of depth measurements must be equal or greater than 50 (O número de medidas de profundidade deve ser igual ou maior do que 50)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
The number of depths must equal the number of rows (O número de profundidades deve ser igual ao número de linhas)	Erro
Depths measured must increase monotonically by exactly 1.000 mm (As profundidades medidas devem aumentar de forma previsível, por exatamente 1,000 mm)	Erro
The number of field sizes must equal the number of columns (O número de tamanhos de campo deve ser igual ao número de colunas)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
TPR100 must increase monotonically with field size (O TPR100 deve aumentar de forma previsível com o tamanho do campo)	Erro
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
TPR values exceed allowable range (Os valores TPR excedem o intervalo permitido) (consulte a Tabela 3 na página 2A-15.)	Erro
`mc_centralpdd.txt`	
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The number of depths must equal the number of rows (O número de profundidades deve ser igual ao número de linhas)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
The maximum number of depth measurements allowed is 500 (O número máximo de medidas de profundidade permitido é 500)	Erro
The maximum depth increment is 3 mm (O incremento de profundidade máximo é 3 mm)	Erro
The maximum value allowed is 100.00 (O valor máximo permitido é 100,00)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
The minimum depth must be greater than 0 mm (A profundidade máxima deve ser maior do que 0 mm)	Erro
The minimum number of depth measurements required is 100 (O número mínimo de medidas de profundidade permitido é 100)	Erro
The minimum value allowed is 0.00 (O valor mínimo permitido é 0,00)	Erro
Depths must increase monotonically (As profundidades devem aumentar de forma previsível)	Erro
Data must be formatted to a precision of 2 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
The SSD must be 800 (O SSD deve ser 800)	Erro
`mc_doseprofile.txt`	
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The depth of the measurements must be included (A profundidade das medidas deve ser incluída)	Erro
Depth must be in the range of 10 to 30 mm (A profundidade deve estar no intervalo de 10 a 30 mm)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
The maximum value at 0 mm must equal 1.0000 (O valor máximo a 0 mm deve ser igual a 1,0000)	Erro
Data must be formatted to a precision of 4 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
The value for a radius of 0 mm must be included (O valor de um raio de 0 mm deve ser incluído)	Erro
The number of radii measured must equal the number of rows (O número de raios medidos deve ser igual ao número de linhas)	Erro
Values for each radius must increase monotonically (Os valores de cada raio devem aumentar de forma previsível)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
Radius must be in the range of -80 to 80 mm (O raio deve estar no intervalo de -80 a 80 mm)	Erro
The number of radii measured must be 161 (O número de raios medidos deve ser 161)	Erro
SSD must be in the range of 700 to 900 mm (O SSD deve estar no intervalo de 700 a 900 mm)	Erro
Values must be in the range of 0.0000 to 1.0900 (Os valores devem estar no intervalo de 0,0000 a 1,0900)	Erro
`mc_outputfactor.txt`	
The value for the 5 mm collimator must be greater than or equal to 0.400 (O valor do colimador de 5 mm deve ser maior ou igual a 0,400)	Erro
The value for the 60 mm collimator must be 1.000 (O valor para o colimador de 60 mm deve ser igual a 1,000)	Erro
The number of collimators must equal the number of rows (O número de colimadores deve ser igual ao número de linhas)	Erro
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The depth of the measurements must be included in the file header (A profundidade das medidas deve ser incluída no cabeçalho do arquivo)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
Values must increase monotonically (Os valores devem aumentar de forma previsível)	Erro
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
A row must be present for each collimator (Deve haver uma linha para cada colimador)	Erro
The SAD must be 800 mm (O SAD deve ser 800 mm)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
`OCRtable`*N*`.txt` (onde *N* vai de 0 a 11)	
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The number of depths must equal the number of columns (O número de profundidades deve ser igual ao número de colunas)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
The file name must contain the correct collimator size (O nome do arquivo deve conter o tamanho do colimador correto) (consulte a Tabela 2 na página 2A-13.)	Erro
There must be a fixed distance between radial measurements (Deve haver uma distância fixa entre as medidas radiais)	Erro
Values are outside of expected range of Full Width Half Max check (Os valores estão fora do intervalo esperado da verificação da largura total, metade da potência máxima)	Atenção
File header must include version number, sample value and collimator size (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e o tamanho do colimador)	Erro
Values are expected to decrease monotonically with increasing radius (Espera-se que os valores diminuam de forma previsível com o aumento do raio)	Atenção
Off Axis Ratio (OAR) values are out of allowable range (Os valores OAR estão fora do intervalo permitido) (consulte a Tabela 3 na página 2A-15.)	Erro
At least one depth measurement must be greater than 150 mm (Pelo menos, uma medida de profundidade deve ser maior do que 150 mm)	Erro
At least one depth measurement must be less than 50 mm (Pelo menos, uma medida de profundidade deve ser menor do que 50 mm)	Erro
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
Distance between measurements exceeds 1 mm (A distância entre as medidas excede 1 mm)	Atenção
The number of radial measurements must equal the number of rows (O número de medidas radiais deve ser igual ao número de linhas)	Erro

Tabela 1 Regras de validação de dados de feixe para arquivos de dados de feixe (continuação)

Mensagem	Type (Tipo)
`TMRtable.txt`	
Data for all collimator sizes must be included (Dados de todos os tamanhos de colimador devem ser incluídos)	Erro
Values must be separated by either a space or a tab (Os valores devem ser separados por espaço ou tabulação)	Erro
The 15 mm depth measurement must be included for all field sizes. (A medida de profundidade de 15 mm deve ser incluída para todos os tamanhos de campo.) The value must be 1.000 (O valor deve ser 1,000)	Erro
Number of depth measurements is less than 150 (O número de medidas de profundidade é menor do que 150)	Atenção
Number of depth measurements must be greater than 50 (O número de medidas de profundidade deve ser maior do que 50)	Erro
The number of depths must equal the number of rows (O número de profundidades deve ser igual ao número de linhas)	Erro
Depths measured must increase monotonically by exactly 1.000 mm (As profundidades medidas devem aumentar de forma previsível, por exatamente 1,000 mm)	Erro
The number of field sizes must equal the number of columns (O número de tamanhos de campo deve ser igual ao número de colunas)	Erro
File must not include blank lines (O arquivo não deve incluir linhas em branco)	Erro
File header must include version number, sample value and file description (O cabeçalho do arquivo deve incluir o número da versão, o valor de amostra e a descrição do arquivo)	Erro
TPR100 must increase monotonically with field size (O TPR100 deve aumentar de forma previsível com o tamanho do campo)	Erro
Data must be formatted to a precision of 3 decimal places (Os dados devem ser formatados a uma precisão de 3 casas decimais)	Erro
TPR values exceed allowable range (Os valores TPR excedem o intervalo permitido) (consulte a Tabela 3 na página 2A-15.)	Erro

Nomes de arquivos de dados de feixe para cada tamanho de colimador

A Tabela 2 lista o nome de arquivo de dados de feixe OCR que corresponde a cada tamanho de colimador fixo e Colimador Iris opcional.

NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

Tabela 2 Nomes de arquivos de dados de feixe OCR para cada tamanho de colimador

Filename	Tamanho do colimador (mm)
Colimadores fixos	
OCRtable0.`txt`	5
OCRtable1.`txt`	7,5
OCRtable2.`txt`	10
OCRtable3.`txt`	12,5
OCRtable4.`txt`	15
OCRtable5.`txt`	20
OCRtable6.`txt`	25
OCRtable7.`txt`	30
OCRtable8.`txt`	35
OCRtable9.`txt`	40
OCRtable10.`txt`	50
OCRtable11.`txt`	60
Colimador Iris	
irisOCRtable0.`txt`	5
irisOCRtable1.`txt`	7,5
irisOCRtable2.`txt`	10
irisOCRtable3.`txt`	12,5
irisOCRtable4.`txt`	15

Tabela 2 Nomes de arquivos de dados de feixe OCR para cada tamanho de colimador

Filename	Tamanho do colimador (mm)
irisOCRtable5.`txt`	20
irisOCRtable6.`txt`	25
irisOCRtable7.`txt`	30
irisOCRtable8.`txt`	35
irisOCRtable9.`txt`	40
irisOCRtable10.`txt`	50
irisOCRtable11.`txt`	60

Limites de valores de dados de feixe

A Tabela 3 lista os valores máximo (_MAX) e mínimo (_MIN) permitidos para certos valores de dados de feixe medidos. O aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe) desativará a opção de importação de um arquivo se ele contiver valores fora desses limites.

NOTA: O Sistema *iDMS* reconhece nomes de arquivos de dados de feixe nas extensões `.dat` e `.txt`.

Tabela 3 Limites máximos e mínimos de valores de dados de feixe

Valor de dados de feixe	Limite de valor	Descrição
`OCRtable`*N*`.txt` e `irisOCRtable`*N*`.txt` (*N* = 0 a 11)		
OAR_MAX	1,02	Valor máximo permitido.
OAR_MIN	-0,0001	Valor mínimo permitido.
`TMRtable.txt` e `irisTPRtable.txt`		
TMR_MAX	1,17	Valor máximo permitido.
`DMtable.txt` e `irisOFtable.txt`		
DM5_MIN	0,45	Valor mínimo permitido do colimador de 5 mm.
DM5_MAX	0,80	Valor máximo permitido do colimador de 5 mm.
DM7_MIN	0,55	Valor mínimo permitido do colimador de 7,5 mm.
DM7_MAX	0,95	Valor máximo permitido do colimador de 7,5 mm.
DM10_MIN	0,65	Valor mínimo permitido do colimador de 10 mm.
DM10_MAX	0,98	Valor máximo permitido do colimador de 10 mm.
DM12_MIN	0,75	Valor mínimo permitido do colimador de 12,5 mm.
DM12_MAX	1,00	Valor máximo permitido do colimador de 12,5 mm.
DM15_MIN	0,80	Valor mínimo permitido do colimador de 15 mm.
DM15_MAX	1,00	Valor máximo permitido do colimador de 15 mm.
DM20_MIN	0,85	Valor mínimo permitido do colimador de 20 mm.
DM20_MAX	1,00	Valor máximo permitido do colimador de 20 mm.

Tabela 3 Limites máximos e mínimos de valores de dados de feixe

Valor de dados de feixe	Limite de valor	Descrição
DM25_MIN	0,90	Valor mínimo permitido do colimador de 25 mm.
DM25_MAX	1,01	Valor máximo permitido do colimador de 25 mm.
DM30_MIN	0,90	Valor mínimo permitido do colimador de 30 mm.
DM30_MAX	1,01	Valor máximo permitido do colimador de 30 mm.
DM35_MIN	0,90	Valor mínimo permitido do colimador de 35 mm.
DM35_MAX	1,01	Valor máximo permitido do colimador de 35 mm.
DM40_MIN	0,95	Valor mínimo permitido do colimador de 40 mm.
DM40_MAX	1,01	Valor máximo permitido do colimador de 40 mm.
DM50_MIN	0,95	Valor mínimo permitido do colimador de 50 mm.
DM50_MAX	1,02	Valor máximo permitido do colimador de 50 mm.
DM60_MIN	0,98	Valor mínimo permitido do colimador de 60 mm.
DM60_MAX	1,02	Valor máximo permitido do colimador de 60 mm.

Apêndice 2B: Processamento de dados do feixe de OCR (colimadores fixos e Colimador Iris)

Introdução

Este apêndice ao Capítulo 2, “Comissionamento”, fornece exemplos de processamento de dados de feixe OCR para colimadores fixos e o Colimador Iris. Os exemplos se aplicam aos aplicativos PTW MEPHYSTO mc2 e ao IBA OmniPro.

Este apêndice aborda os seguintes tópicos:

- “Processamento de dados OCR no PTW MEPHYSTO mc2 (Exemplos)” na página 2B-2
- “Processamento dos dados do feixe OCR no IBA OmniPro Versão 6.4a (Exemplos)” na página 2B-9

NOTA: Os exemplos de procedimentos neste apêndice descrevem o uso de produtos de software e/ou hardware que não são desenvolvidos pela Accuray e que não têm um relacionamento específico para Sistema CyberKnife. Esses procedimentos descrevem métodos particulares para execução do processamento de dados de feixe OCR. Outros métodos igualmente eficazes devem existir. O Físico Médico é responsável por determinar que produto e metodologia usar para esta tarefa.

Accuray não assume nenhuma responsabilidade pela precisão desses procedimentos referentes a várias versões de software e/ou hardware. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray se precisar de mais orientação.

Processamento de dados OCR no PTW MEPHYSTO mc2 (Exemplos)

Esta seção contém exemplos de dados do feixe de OCR de processamento para os colimadores fixos e o Colimador Iris somente, usando o aplicativo do software PTW MEPHYSTO mc2.

▶ **Para processar os dados do feixe de OCR para os colimadores fixos e o Colimador Iris no PTW MEPHYSTO mc2:**

1. Abra o arquivo contendo os dados de perfil (consulte a Figura 1 na página 2B-2).

Figura 1 Múltiplas digitalizações no plano e plano transversal de profundidade

2. Apague todas as curvas, exceto as curvas no plano e plano transversal para que a profundidade seja processada e salve o arquivo com um novo nome de arquivo.
   - Pressione e segure a tecla **SHIFT** e selecione as curvas a serem apagadas na tabela.
   - Clique com o botão direito do mouse e selecione **Delete Selected Scans** (Apagar varreduras selecionadas).

     Deve haver 2 curvas remanescentes: uma única varredura no plano e uma única varredura através do plano para a profundidade a ser processada. (consulte a Figura 2 na página 2B-3.)

Figura 2 Varreduras únicas no plano e plano transversal de profundidade selecionadas para processamento

3. Destaque as curvas no plano e plano transversal na janela à esquerda.
4. Selecione **PROCESS** (Processar).
5. Suavize e mude curvas para CAX. Aceite as alterações.
6. Clique com o botão direito do mouse em **CREATE > AVERAGE SCAN** (Criar > Varredura média).
7. Não aplique um valor ponderado.
8. Clique em **OK**.

Figura3 Varredura média

Uma terceira curva é criada, que é a média das curvas no plano e plano transversal.

9. Apague as curas no plano e plano transversal de forma que somente a curva cuja média foi tirada permaneça.
10. Salve como um novo arquivo.
11. Destaque a curva cuja média foi tirada selecione **PROCESS** (Processar).
12. Suavize a curva, conforme necessário.
13. Clique em **ACCEPT** (Aceitar) e salve o arquivo.

    Exemplo de nome do arquivo: `5 mm cone_15 mm depth_averaged_smoothed`
14. Abra o arquivo contendo a curva cuja média foi tirada.
15. Selecione a curva e clique em **PROCESS** (Processar).
16. No menu **TOOLS** (Ferramentas), clique em **OPTIONS** (Opções).
17. Selecione **USE RIGHT HALF** (Usar a metade direita) e clique em **OK**.

Figura 4 Opções para selecionar a metade da varredura

18. Clique em **HALVE** > **ACCEPT** (Reduzir à metade > Aceitar).

A curva deve se parecer com a curva no Figura 5 na página 2B-5.

Figura 5 Perfil do feixe radial

19. Salve o arquivo como metade direita.

    Exemplo de nome do arquivo: `5 mm cone_15 mm depth_right half`

20. Feche o arquivo.
21. Abra novamente a curva cuja média tirada.
22. Clique em **TOOLS** (Ferramentas) > **OPTIONS** (Opções) > **USE LEFT HALF** (Usar metade direita).
23. Clique em **HALVE** (Usar metade direita) > **MIRROR** (Espelhar) > **ACCEPT** (Aceitar).
24. Salve o arquivo como metade esquerda.

    Exemplo de nome do arquivo: `5 mm cone_15 mm depth_left half`

25. Feche o arquivo.
26. Para abrir os arquivos direito e esquerdo na mesma janela, clique em **OPEN** (Abrir), destaque ambos os arquivos e clique em **OK**.

    A metade esquerda era espelhada (usando **MIRROR** (Espelhar)), portanto, as 2 curvas aparecerão no mesmo quadrante. Consulte Figura 6 na página 2B-6.

Figura 6 Perfil da metade média

27. Destaque asa curvas esquerda e direita e, em seguida, clique com o botão direito do mouse.
28. Clique em **CREATE** (Criar) **> AVERAGE SCAN** (Varredura média) **> OK**.

    (consulte a Figura3 na página 2B-4.)

    A varredura média é exibida como uma nova curva.
29. Não aplique um valor ponderado.
30. Apague as curvas da metade esquerda e direita e salve os arquivos.

    Exemplo de nome do arquivo: `5 mm cone_15 mm depth_OCR`

    A curva acabada deve se parecer com a curva no Figura 7 na página 2B-7.

Figura 7 Perfis do feixes da metade cuja média foi tirada

▶ **Para exportar os dados:**

É possível usar o procedimento a seguir para exportar os dados para Excel. Mediante a importação dos dados para o Excel, se os valores da dose tiverem somente um dígito decimal, pode ocorrer a discretização não física nos detalhes do perfil. Se os valores da dose tiverem somente uma casa decimal, as duas opções alternativas para exportação estão abaixo.

1. Destaque a curva e selecione **PROCESS** (Processar).
2. Clique no botão **EDIT** (Editar).
3. Clique com o botão direito nas colunas de dados e clique em **SELECT ALL** (Selecionar tudo).
4. Com todos os dados destacados, clique com o botão direito do mouse e selecione **COPY SELECTED POINTS** (Copiar pontos selecionados).

   (consulte a Figura 8 na página 2B-8.)
5. Cole os dados na planilha Excel.

Se os valores de dose importados tiverem somente uma casa decimal, os valores com duas cassas precisam ser extraídos do software Mephysto. Você pode escolher uma das seguintes opções para esta extração:

- A primeira opção é para configurar o software PTW-DataAnalyze, de modo que o item do menu **GRAPHICS** (Gráficos) **> NORMALIZE GRAPHICS** (Normalizar gráfico) leia-se **TO ABSOLUTE UNIT** (Para unidade absoluta). Neste caso, a janela para a extração dos valores de dose irão mostrar duas casas decimais e uma normalização de dose de CAX adequada precisará ser feita no Excel.
- A segunda opção (que também pode ser usada, caso sua versão do software MEPHYSTO não tenha a funcionalidade descrita acima) é abrir o arquivo MCC correspondente em um editor de texto ou Excel, extrair manualmente os valores da dose de canal primário com a precisão necessária e, então, normalizar a dose de CAX no Excel.

Figura 8 Extração de pontos de dados do perfil com duas casas decimais usando as configurações de Valores Absolutos

Processamento dos dados do feixe OCR no IBA OmniPro Versão 6.4a (Exemplos)

Esta seção contém exemplos de dados do feixe de OCR de processamento para os colimadores fixos e o Colimador Iris, usando o aplicativo do software IBA OmniPro versão 6.4a.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- "IBA OmniPro com os dados do feixe OCR do colimador fixo" na página 2B-9
- "IBA OmniPro com os dados do feixe OCR do Colimador Iris" na página 2B-20

NOTA: Esses procedimentos se aplicam somente à versão 6.x do software OmniPro

IBA OmniPro com os dados do feixe OCR do colimador fixo

▶ **Para processar os dados OCR para colimadores fixos no IBA OmniPro:**

1. Faça uma cópia da pasta dos dados brutos para usar enquanto estiver trabalhando.

Figura 9 Cópia da pasta de dados brutos

2. Coloque todos os perfis para um determinado colimador no arquivo, selecionando **OPEN > FILE > ADD** (Abrir > Arquivo > Adicionar), em seguida, clique em **SAVE AS** (Salvar como).

Figura 10 Adição de perfis do colimador

3. Repita o procedimento para todos os colimadores.

▶ **Para cada colimador abra o novo arquivo que tem todos os perfis:**

1. Clique no botão **Inline** (Em linha).
2. Pressione **CTRL-A** para selecionar tudo.
3. Selecione **TOOLS** (Ferramentas) **> ROTATE** (Girar) Na caixa de diálogo ***Transform from inline profile to*** (Transformar de perfil inline para), selecione **CROSSLINE PROFILE** (Perfil de linha cruzada), em seguida, marque ***Replace Source Curve/s*** (Substituir curva(s) de origem). Clique em **OK** para continuar.

Figura 11 Caixa de diálogo Transform from inline profile to (Transformar de perfil inline para)

4. Pressione **CTRL+A** para selecionar tudo.
5. Selecione **TOOLS** (Ferramentas) **> CENTRE** (Centro). Selecione Centre nos 50% de valor, em seguida, clique em **OK**.

Figura 12 Etapa Centre (Centro)

6. Salve seu trabalho selecionando **FILE** (Arquivo) **> SAVE** (Salvar). Salve seu trabalho muitas vezes durante este procedimento.
7. Selecione **TOOLS** (Ferramentas) **> MAKE SYMMETRIC** (Tornar simétrico). Selecione o valor médio de ambos os lados, resolução = tamanho da etapa para captura de varredura (0,2 mm para colimador 5–15 ou 0,5 mm para colimador 20–60). Marque ***Replace Source Curve/s*** (Substituir curva(s) de origem), em seguida, clique em **OK** para continuar.

Figura 13 Etapa Make Symmetric (Tornar simétrico)

8. Esta etapa é opcional. Use-a para verificar se a largura da etapa é exata. Algumas vezes, o procedimento anterior faz com que a largura da etapa seja inexata.

   Selecione **TOOLS** (Ferramentas) **> FILTER/SMOOTH** (Filtrar/Suavizar).

Figura 14 Etapa Filter/Smooth (Filtrar/Suavizar)

Para interpolação, selecione **LINEAR**. O campo ***Inter. Step Width*** (Largura da fase) deve ser igual ao tamanho da fase para captura de varredura (0,2 mm para colimador 5–20 ou 0,5 mm para colimador 25–60). Selecione **SMOOTHING = NONE** (Suaviazação = Nenhuma). Marque **Replace Source Curve/s** (Substituir curva(s) de origem), em seguida, clique em **OK** para continuar.

Figura 15 Caixas de diálogo Interpolation/ Smoothing (Interpolação/Suavização)

9. Selecione **TOOLS > RENORMALIZE** (Ferramentas > Renormalizar).

Figura 16 Etapa Renormalize (Renormalizar)

O campo ***Position*** (Posição) = 0 mm e campo ***Dose*** = ***100%***. Clique em **OK** para continuar.

Figura 17 Caixa de diálogo Renormalize (Renormalizar)

A etapa **RENORMALIZE** (Renormalizar) pode ser executada a qualquer hora no processo.

10. Salve seu trabalho selecionando **FILE** (Arquivo) **> SAVE** (Salvar). Salve seu trabalho muitas vezes durante este procedimento.

    Agora, você deve ter 10 perfis de linha transversal, 2 em cada profundidade de perfil.

11. Selecione a caixa suspensa **PROFILE DEPTH** (Profundidade do perfil). Selecione cada profundidade em sequência – com ambos os perfis selecionados (pressione **CTRL + A**).

Figura 18 Seletor de profundidade do perfil

Selecione **TOOLS > MATHEMATICS** (Ferramentas > Matemática). Selecione **AVERAGE** (Média). Verificar ***Replace Source*** (Substituir origem) ***Curve/s*** (Curva/s), depois clique em **OK** para continuar.

Figura 19 Caixa de diálogo Mathematics (Matemática)

12. O software requer que todas as varreduras tenham o mesmo SSD. Edite as informações do cabeçalho para definir o SSD para 800 mm para todas as varreduras e a função da tabela listada abaixo funcionará.

Defina as tabelas que você deseja criar: Selecione **OPTIONS > TABLE CALCULATIONS > OCR VS DEPTH TABLE SETUP** (Opções > Cálculos de tabela > Configuração da tabela OCR versus Profundidade). Insira a resolução, normalização para CAX, e profundidades do perfil conforme necessário por tamanho do colimador.

Figura 20 Caixa de diálogo OCR vs. Depth Table Setup (OCR vs. Configuração da tabela de profundidade)

13. Selecione a tabela que você deseja criar: Selecione **OPTIONS > TABLE CALCULATIONS > OCR VS DEPTH** (Opções > Cálculos de tabela > OCR vs. Profundidade). Para configurar a tabela, clique em **OK** para continuar.

Figura 21 Lista suspensa OCR vs. Depth (OCR em relação à Profundidade)

14. Selecione tudo pressionando CTRL + A. Selecione **TOOLS > CREATE TABLE** (FERRAMENTAS > CRIAR TABELA) (o formato da tabela foi pré-selecionado). Salve a tabela com um nome apropriado.

Figura 22 Criar tabela

15. Se as varreduras originais foram tomadas como geometria SAD:

- Importe a tabela para uma planilha Excel.
- Normalize para 1,000 a CAX.
- Extraia a "metade inferior" da tabela.
- Adicione o cabeçalho apropriado.
- Salve como um arquivo tab delimited `.txt`.

Você concluiu um arquivo `OCRtablexx.txt`.

16. Se as varreduras originais foram tomadas como geometria SSD:

- Importe a tabela para a planilha.
- Corrija a distância do eixo desativado para a conversão de SSD para SAD.
- Normalize para 1,000 a CAX.
- Extraia a "metade inferior" da tabela.
- Adicione o cabeçalho apropriado.
- Salve como um arquivo tab delimited `.txt`.

Você concluiu um arquivo `OCRtablexx.txt`.

IBA OmniPro com os dados do feixe OCR do Colimador Iris

Esta seção contém fases adicionais usadas para processar dados do feixe OCR para o Colimador Iris.

Faça cópia de seus dados antes de começar. Você deve obter todos os quatro perfis e combiná-los em um perfil girado, suavizado e normalizado.

▶ **Para realizar este procedimento para o Colimador Iris:**

1. Se todas as varreduras em um arquivo rtb – criar novos arquivos das varreduras normais (0°, 90°) e as varreduras giradas (15°, 105°):

   a. Abra o arquivo com todas as varreduras.

   b. Exibir todas as varreduras de 15°. Pressione **CTRL+A** para selecionar tudo. Pressione **CTRL + X** para cortar.

   c. Repita para as varreduras de 105°. Você agora tem um arquivo com apenas varreduras de 0° e 90°.

   d. **SAVE AS** `normal scans` (Salvar como varreduras normais).

   e. Repita as fases a e b substituindo 0° e Etapa c, substituindo 90°. Você agora tem um arquivo com apenas varreduras de 15° e 105°.

   f. **SAVE AS** `rotated scans` (Salvar como varreduras giradas).

   Faça isso para todos os tamanhos de colimadores 12.

2. Abra um arquivo de varreduras normais.

Figura 23 Abra um arquivo de varreduras normais

3. Siga a direção como para colimadores fixos (começando na etapa 1) exceto não centre os feixes (você já fez isso quando cuidadosamente configurou o scanner).
4. Selecione cada profundidade por turno e tire a média das 2 digitalizações selecionando **TOOLS > MATHEMATICS > AVERAGE** (Ferramentas > Matemática > Média). Marque ***Replace Source Curve/s*** (Substituir curva(s) de origem), em seguida, clique em **OK** para continuar.

Figura 24 Substituir a(s) curva(s) de origem

O software pode atribuir 0° ou 90° para a varredura cuja média foi tirada.

5. **SAVE AS** (Salvar como) varreduras normais cujas médias foram tiradas.
6. Repita com as varreduras giradas. **SAVE AS** (Salvar como) varreduras giradas cujas médias foram tiradas.
7. Com as varreduras giradas cujas médias foram tiradas no local de trabalho, selecione **FILE > ADD** (Arquivo > Adicionar) para adicionar o conjunto normal cuja média foi tirada.

   Agora, você deve ter 10 perfis de linha transversal, 2 em cada profundidade de perfil.

8. Usando o seletor suspenso Profile depth (Profundidade de perfil), selecione cada profundidade em uma sequência. Selecione ambos os perfis pressionando **CTRL** + **A**. Selecione **TOOLS > MATHEMATICS** (FERRAMENTAS > MATEMÁTICA). Selecione **AVERAGE** (Média) e marque ***Replace Source Curve/s*** (Substituir a(s) curva(s) de origem), em seguida, clique em **OK** para continuar.

Figura 25 Lista suspensa Profile depth (Profundidade de perfil)

9. Selecione tudo pressionando CTRL + A. Selecione **TOOLS > CREATE TABLE** (FERRAMENTAS > CRIAR TABELA) (o formato da tabela foi pré-selecionado), em seguida, salve o arquivo com um nome apropriado.

Figura 26 Criar tabela

10. Se as varreduras originais foram tomadas como geometria SAD:
    - Importe a tabela para uma planilha Excel.
    - Normalize para 1,000 a CAX.
    - Extraia a "metade inferior" da tabela.
    - Adicione o cabeçalho apropriado.
    - Salve como uma guia delimited `.txt`.

    Você concluiu um arquivo IRISOCRtablexx.txt.

11. Se as varreduras originais foram tomadas como geometria SSD:

- Importe a tabela para a planilha.
- Corrija a distância do eixo desativado para a conversão de SSD para SAD.
- Normalize para 1,000 a CAX.
- Extraia a "metade inferior" da tabela.
- Adicione o cabeçalho apropriado.
- Salve como uma guia delimited `.txt`.

Você concluiu um arquivo IRISOCRtablexx.txt

Apêndice 2C: Cálculo de dose de imagem

Introdução

Este apêndice do Capítulo 2, "Preparação”, descreve como a dose de imagem do alinhamento do raio X é calculada durante o tratamento.

Este apêndice aborda os seguintes tópicos:

- “Dose da pele de entrada” na página 2C-2
- “Referências” na página 2C-3

Dose da pele de entrada

A dose do paciente administrada por imagens de raio X adquiridas para rastreamento e alinhamento durante o tratamento é estimada e relatada pelo sistema de administração de tratamento. A dose relatada é a de pele de entrada, definida como kerma de ar, medida no centro de imagens (ponto no espaço onde os eixos centrais de dois feixes de imagem fazem a intersecção), na ausência de desvio de volta. É importante administrar esta quantidade de dose efetiva ou comparar a dose de pele de entrada diretamente com qualquer outro parâmetro de dose relatado pelos sistemas de aplicação ou planejamento do tratamento (para obter uma descrição detalhada e os métodos para estimar a dose efetiva da dose de pele de entrada, consulte o AAPM Task Group 75 [Ref. 1]).

A dose da pele de entrada é estimada usando os conjuntos de dados de referência que contêm este parâmetro de dose como uma função da técnica de raio X (kV e mAs) por imagem, para a geometria do sistema de raio X nominal (consulte a Tabela 1). O conjunto de dados de referência se baseia nas medidas realizadas em vários sistemas de raio X. Os valores incluem uma gama completa de configurações de kV e mAs compatível com o gerador, mesmo aqueles que são altamente improváveis para serem usados clinicamente. Uma correção do inverso do quadrado é aplicada para explicar a diferença entre a distância nominal da fonte de raio X ao isocentro e a distância real registrada durante a instalação do sistema.

Tabela 1 Dose da superfície de entrada (em mGy) como função de kV e mAs, com média acima dos tubos de raio X e dos geradores em vários Sistema CyberKnife

	kV						
mAs	**40**	**60**	**80**	**100**	**120**	**140**	**150**
0,4	0,0004	0,002	0,003	0,005	0,007	0,010	0,010
2,5	0,003	0,008	0,020	0,031	0,044	0,057	0,062
10,0	0,011	0,040	0,079	0,126	0,181	0,236	0,262
16,0	0,018	0,064	0,126	0,201	0,289	0,377	0,415
20,0	0,022	0,081	0,160	0,256	0,369	0,482	0,537
32,0	0,033	0,126	0,251	0,402	0,581	0,759	0,818
40,0	0,040	0,152	0,311	0,499	0,719	0,951	1,038
50,0	0,046	0,188	0,380	0,612	0,905	1,189	1,297
64,0	0,063	0,233	0,495	0,795	1,158	1,522	1,660
160,0	0,158	0,600	1,236	1,987	2,896	3,805	4,150
200,0	0,198	0,750	1,545	2,484	3,620	N/D	N/D
250,0	0,247	0,938	1,932	3,105	N/D	N/D	N/D
320,0	0,316	1,201	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D

Referências

1. Murphy MJ *et al*. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. Med Phys 2007; 34(10): 4041–4063.

Apêndice 3A: Uso da ferramenta de GQ do Iris

Introdução

Este apêndice ao Capítulo 3, "Recomendações e testes de garantia de qualidade", descreve como usar a ferramenta de GQ do Iris e o aplicativo de software de GQ do Iris.

Este apêndice aborda os seguintes tópicos:

- “Visão geral da ferramenta de GQ do Iris” na página 3A-2
- “Resumo dos Procedimentos” na página 3A-3
- “Pré-requisitos” na página 3A-5
- “Inicialização do software Iris QA” na página 3A-8
- “Obtendo medições de linha de base do Iris QA” na página 3A-11
- “Executando verificações pontuais do Iris QA” na página 3A-13
- “Interface do usuário do Iris QA” na página 3A-14
- “Solução de problemas” na página 3A-22

Visão geral da ferramenta de GQ do Iris

Este documento descreve a ferramenta Iris Quality Assurance (QA). Esta ferramenta foi projetada para fornecer um meio conveniente de verificar a capacidade de reprodução dos tamanhos de campo do Iris Variable Aperture Collimator. Esta é uma ferramenta com base em filme que oferece uma alternativa ao uso de um objeto simulador de água para esta verificação. A especificação para GQ do Iris está entre ±0,2 mm de alteração a partir do valor da linha de base.

NOTA: A ferramenta Iris QA não substitui o objeto simulador de água para comissionamento ou calibração do Colimador Iris.

A ferramenta Iris QA consiste nos seguintes componentes:

- Acessório de hardware que se encaixa na montagem da gaiola
- Software de análise de filme

NOTA: A ferramenta Iris GQ requer filme do tipo EBT, que deve ser fornecido pelo físico. A ferramenta Iris GQ não foi projetada para uso com filmes que não sejam do tipo EBT Use somente filmes do tipo EBT com a ferramenta Iris GQ.

NOTA: Consulte o glossário para ver os filmes EBT específicos que foram validados para testes de GQ que exigem filmes do tipo EBT.

Resumo dos Procedimentos

Esta seção fornece um breve resumo dos procedimentos para usar a ferramenta Iris QA:

- “Instalar o software Iris QA” na página 3A-3
- “Inicializar o software Iris QA” na página 3A-3
- “Obter medições de linha de base” na página 3A-3
- “Verificação pontual” na página 3A-4

Instalar o software Iris QA

O software Iris QA pode ser instalado em um PC ou laptop (veja “Pré-requisitos” na página 3A-5 e “Instalação do software Iris QA” na página 3A-6).

Inicializar o software Iris QA

O software Iris QA deve ser inicializado antes do primeiro uso. A inicialização do software consiste nas seguintes tarefas (veja “Inicialização do software Iris QA” na página 3A-8):

1. Definir o valor de pixel em branco
2. Definir o limite de densidade óptica (OD)

Obter medições de linha de base

Medições de linha de base deverão ser obtidas quando um novo Colimador Iris for instalado, quando houver uma mudança no lote de filmes ou quando houver uma mudança no scanner de filmes.

1. Insira o colimador fixo de 15 mm (usado para normalizar os resultados).
2. Instale a montagem da gaiola.
3. Insira o corte de filme tipo EBT de 2 pol. x 2 pol. (5,1 cm x 5,1 cm) no acessório de hardware do Iris GQ e monte-o na montagem da gaiola.
4. Irradie o filme.
5. Aguarde, pelo menos 15 minutos e, a seguir, digitalize e importe o filme no software de análise de filmes Iris GQ.

   NOTA: O tempo que passou entre a irradiação do filme e a varredura deve ficar consistente para todas as medidas de linha de base e as subsequentes verificações de ponto.

6. Instale o Colimador Iris, a montagem da gaiola e o acessório de hardware do Iris QA.

7. Irradie quatro filmes para cada tamanho de abertura do Iris (redimensione o Colimador Iris entre cada irradiação de filme).

   NOTA: Como pode haver ligeiras variações em cada filme irradiado, usar 4 filmes para cada abertura fornece a capacidade de revisar tendências e usar médias. Usando esta técnica, o erro aleatório entre disparos de medição do filme tipo EBT do tamanho do campo é de aproximadamente 0,1 mm.

8. Digitalize e importe cada filme no software de análise de filme Iris QA.

   NOTA: Assegure-se de digitalizar o filme em uma orientação consistente (de preferência em orientação paisagem, como recomendado pelo fabricante do filme).

Verificação pontual

Verificações pontuais deverão ser realizadas toda vez que for executada manutenção no Colimador Iris, sempre que o Colimador Iris for recalibrado e quando houver uma mudança no firmware do Colimador Iris. Além disso, a verificação pontual regular da capacidade de reprodução do tamanho de campo do Colimador Iris é recomendada como GQ rotineira.

1. Instale o Colimador Iris.
2. Instale a montagem da gaiola.
3. Insira o corte de filme tipo EBT no acessório de hardware do Iris GQ e monte-o na montagem da gaiola. Use um corte de filme de 2 pol. x 2 pol. (5,1 cm x 5,1 cm) de tamanhos de campo de 20 mm e menores, e um corte de filme de 4 pol. x 4 pol. (10,2 cm x 10,2 cm) para tamanhos de campos maiores.
4. Irradie um ou mais filmes para cada abertura selecionada.
5. Digitalize e importe cada filme no software de análise de filme Iris QA.
6. Execute a análise de software para comparar dados de verificação pontual com relação a dados de linha de base.

   NOTA: Para detectar alterações de 0,2 mm, é importante observar tendências e médias em 4 ou mais filmes.

   Os resultados podem ser exportados em formato de texto e estão disponíveis como relatório impresso.

Pré-requisitos

Os requisitos mínimos de sistema para a instalação do software Iris QA são:

- Sistema operacional: Windows XP Pro (32-bit)
- CPU: P4 ou posterior
- Memória: 1 GB ou mais
- Placa de vídeo/Resolução da tela: 1.280 x 768 ou superior
- Espaço em disco (espaço livre mínimo): 1 GB

Além disso, os seguintes acessórios são necessários:

- Um scanner de mesa adequado para dosimetria de filme, por exemplo, Epson 10000XL ou similar (conforme recomendado pelo fabricante do filme)
- Filme tipo EBT cortado no tamanho apropriado

NOTA: Como as medições de linha de base devem ser repetidas para o Colimador Iris toda vez que houver uma mudança no número do lote dos filmes, encomendar mais de uma caixa do mesmo lote de filme de cada vez é recomendado, dependendo de suas necessidades de GQ. Uma caixa de filme tipo EBT normalmente contém 25 folhas de tamanho 8 pol. x 10 pol. (20,3 cm x 25,4 cm). Uma folha pode ser cortada em 16 quadrados de 2 pol. x 2 pol. (5,1 cm x 5,1 cm), adequada para tamanhos de campo de 20 mm ou menores, e 4 quadrados de 4 pol. x 4 pol. (10,2 cm x 10,2 cm), adequada para tamanhos de campo de 25 mm e maiores.

Instalação do software Iris QA

▶ **Para instalar o software Iris QA:**

1. Feche todos os programas e insira o disco de instalação do Iris QA na unidade de CD-ROM. Executar o `MCRInstaller.exe`.

   Esta etapa instalará primeiro o Matlab Runtime Environment v7.8 no sistema.

2. Siga as instruções.

   Esta etapa da instalação poderá levar vários minutos. O Matlab Runtime Environment é instalado no seguinte diretório: `C:\Program Files\MATLAB\MATLAB Compiler Runtime\v78.`

3. Depois que a instalação do Matlab Runtime estiver concluída, execute `setup.exe` para instalar o software Iris QA v1.0. Siga as instruções.

   No final do procedimento de instalação, um ícone do Iris QA deverá ser exibido na área de trabalho e no menu **Iniciar**.

4. Navegue até o diretório de instalação que, por padrão, é: `C:\Program Files\Accuray Inc\IrisQAv0100`. Verifique se os diretórios a seguir existem: `config`, `distrib`, `logs`, e `src`.

Uso da montagem de filme do Iris QA

O acessório de montagem de filme do Iris QA consiste em uma chapa de base de 50 mm (ou mais) de espessura e uma placa de acúmulo de 15 mm de espessura (consulte a Figura 1). O acessório de montagem de filme foi projetado para encaixar na montagem da gaiola. Ele pode ser usado quando o robô de tratamento estiver na posição de repouso.

A chapa de base é aparafusada no anel inferior da gaiola, como mostra a Figura 1. O filme é colocado na chapa de base. A seguir, uma placa de acúmulo é colocada sobre a placa de acúmulo. São fornecidos parafusos para prender a placa de acúmulo na chapa de base.
O acessório de montagem de filme foi projetado para conter o filme em SAD de 800 mm quando estiver adequadamente preso à montagem da gaiola.

Figura 1 A ferramenta Iris QA, com a chapa de base montada no conjunto da gaiola com o filme (esquerda) e totalmente montada com a placa de acúmulo na parte superior do filme (direita)

Inicialização do software Iris QA

Quando o software Iris QA é executado pela primeira vez, ele carrega valores de parâmetros padrão. Antes de usar o software, é preciso definir o valor de pixel em branco e os valores de limite de OD. Esses valores dependem do lote do filme e do scanner. Uma vez calculados, esses valores são salvos para que não seja necessário informá-los novamente a cada análise, exceto conforme necessário quando houver uma mudança no lote de filmes ou no scanner.

▶ **Para inicializar o software Iris QA:**

1. Corte o filme tipo EBT para obter 4 pedaços quadrados de tamanho 2 pol. x 2 pol. (5,1 cm x 5,1 cm). Marque a orientação do filme conforme recomendado pelo fabricante do filme.

   NOTA: O software Iris GQ não foi projetado para uso com filmes diferentes do tipo EBT. Não use a ferramenta Iris QA e o software de outra forma que não a descrita nessas instruções.

   NOTA: Consulte o glossário para ver os filmes EBT específicos que foram validados para testes de controle de qualidade que exigem filmes do tipo EBT.

2. Escaneie um pedaço em branco de filme.

   NOTA: As digitalizações de filmes deverão ser feitas em formato TIFF não compactado usando cor de 48-bits em uma resolução de 300, sem correções de cores ou outro processamento posterior.

3. Instale o colimador fixo de 15 mm e prenda a montagem da gaiola. O robô de tratamento poderá estar na posição de repouso.
4. Monte a chapa de base do Iris QA na montagem da gaiola e use os parafusos pra prendê-la (consulte a Figura 1).
5. Coloque o primeiro pedaço de filme no centro da chapa de base usando o desenho da linha a 2 pol. x 2 pol. (5,1 cm x 5,1 cm) para alinhar o filme (consulte a Figura 1).
6. Coloque a placa de acúmulo sobre o filme, assegurando-se de que ela esteja nivelada com o filme (consulte a Figura 1). Os parafusos podem ser usados para prender a placa de acúmulo na chapa de base.
7. Irradie o filme com 600 UM usando a janela Calibration Check (Verificação de calibração) no modo **Physics** (Física) no computador de liberação do tratamento. Remova o filme irradiado e repita esta etapa para os outros três pedaços de filme.

8. Aguarde pelo menos 15 minutos depois da irradiação do filme e, a seguir, digitalize-o.

   NOTA: Rotule cada filme com a data em que foi digitalizado usando um marcador permanente no filme em si (escreva somente na borda externa) ou incluindo a data no nome do arquivo da imagem quando o filme for digitalizado. Rotular o filme ajuda a garantir que você esteja importando o arquivo da imagem digitalizada correto.

9. Execute o software Iris QA

   Os valores padrão dos parâmetros são exibidos.

10. No painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário), insira o número de série do Iris na caixa de texto **Iris S/N** (Nº de série do Iris) para identificar de forma exclusiva seu Colimador Iris (insira o número de série do Iris ou qualquer texto com até 32 caracteres).

11. Insira o número de série do scanner de filme na caixa de texto **Scanner S/N** (Nº de série do scanner) e o número do lote dos filmes na caixa de texto **Film Batch #** (Número do lote do filme) (insira qualquer texto de até 32 caracteres em cada uma delas).

    NOTA: Se houver uma mudança no lote de filmes ou no scanner de filmes, será preciso repetir o procedimento de inicialização do software Iris QA inserindo um novo valor para **Film Batch #** (Número de lote de filme) ou **Scanner S/N** (Nº de série do scanner) e configurar um novo valor para pixel em branco e valores para limites de OD daquele lote de filmes ou scanner de filme. A seguir, é preciso repetir as medições de linha de base do Colimador Iris.

12. Insira o valor scanner dpi (Dpi do escâner) de filme na caixa de texto **Scanner dpi** (Dpi do Scanner) (definida por padrão para 300).

13. Selecione a orientação do filme usada para fazer uma varredura do filme na lista suspensa **Film Orientation** (Orientação do filme).

    NOTA: O filme tipo EBT precisa ser escaneado de forma consistente, preferencialmente na orientação paisagem com o eixo longo do filme original (não cortado), perpendicular à direção de varredura (ou conforme recomendado pelo fabricante do filme). Digitalizar o filme usando orientações diferentes dará resultados inconsistentes. Use um marcador permanente para rotular a orientação do filme em pedaços menores de filmes que sejam cortados de folhas maiores.

14. Edite outra caixas de texto, como **Notes** (Notas) e **Physicist** (Físico), conforme necessário.

    NOTA:

15. No painel ***Film Import*** (Importação de filme), selecione `Blank Film` (Filme em branco) na lista suspensa **Select Film Type** (Selecionar tipo de filme). A seguir, clique no botão **Import Film...** (Importar filme…) e navegue para o local do arquivo da imagem digitalizada do filme em branco.

16. Siga as instruções exibidas no painel ***Status***. Selecione uma Região de Interesse (ROI) de forma que as bordas do filme, escritas e outras marcações sejam excluídas. Clique com o botão direito da imagem e selecione **Crop Image** (Recortar imagem) para recortar a imagem.
17. Clique no botão **Run Analysis** (Executar análise). Na caixa de diálogo ***Update Blank PV*** (Atualizar PV em branco), clique em **Yes** (Sim) para atualizar o valor do pixel em branco.
18. No painel ***Film Import*** (Importação de filme), selecione `Fixed 15 mm` (Fixo de 15 mm) na lista suspensa e importe um dos arquivos de filmes digitalizados do colimador fixo de 15 mm. Recorte as imagens como descrito acima.
19. Clique no botão **Auto Threshold...** (Limite automático). Na caixa de diálogo ***Update OD Threshold*** (Atualizar limite OD), selecione **Yes** (Sim).
20. Quando a mensagem `Import Fixed 15 mm film #2?` (Importar filme fixo de 15 mm #2?) for exibida, selecione **Yes** (Sim). Repita esta etapa para os três filmes remanescentes.
21. Na caixa de diálogo ***Accept OD Threshold = (value)*** (Aceitar limite OD = (valor)), selecione **Yes** (Sim). Selecionar **No** (Não) ou **Cancel** (Cancelar) reverterá para o valor anterior.

    O software Iris QA agora está inicializado e pode ser usado para análise de filmes.

    Execute a análise em cada filme do colimador fixo de 15 mm ao reimportar cada digitalização de filme, recortando a imagem e, a seguir, clicando no botão **Run Analysis** (Executar análise). Salve os relatórios para referência futura.

Obtendo medições de linha de base do Iris QA

Depois que o software Iris QA tiver sido inicializado pela primeira vez, recomenda-se executar medições de linha de case do Colimador Iris obtendo 4 imagens em cada abertura do Iris, redimensionando a abertura do Iris entre cada imagem obtida.

▶ **Para obter medições de linha de base do Iris QA:**

1. Corte o filme tipo EBT, tomando cuidado de marcar a orientação do filme conforme recomendado pelo fabricante do filme, para obter os seguintes pedaços:
   - 24 pedaços de tamanho 2 pol. x 2 pol. (5,1 cm x 5,1 cm): 4 para cada abertura do Iris, de 5 mm a 20 mm.
   - 24 pedaços de tamanho 4 pol. x 4 pol. (10,2 cm x 10,2 cm): 4 para cada abertura do Iris, de 25 mm a 60 mm.
2. Instale o Colimador Iris e defina a abertura do Iris para 5 mm.
3. Monte a chapa de base do Iris QA na montagem da gaiola e use os parafusos pra prendê-la.
4. Alinhe um pedaço de filme no centro da chapa de base usando o desenho da linha de 2 pol. x 2 pol. (5,1 cm x 5,1 cm) na chapa de base.
5. Coloque a placa de acúmulo sobre o filme, assegurando-se de que ela esteja nivelada com o filme (os parafusos podem ser usados para prendê-la na chapa de base).
6. Irradie o filme com 600 UM usando a tela **Calibration Check** (Verificação de calibração) no modo **Physics** (Física) no computador de liberação do tratamento. Remova o filme irradiado.
7. Redimensione a abertura do Iris alternando para outro tamanho de abertura (por exemplo, 30 mm) e volte para 5 mm.
8. Repita a Etapa 4 até a Etapa 7 para os outros três pedaços de filme.
9. Defina a abertura do Iris para outros tamanhos, de 7,5 mm a 60 mm, e repita a Etapa 4 até a Etapa 8. Use os pedaços de filme de 4 pol. x 4 pol. (10,2 cm x 10,2 cm) para aberturas do Iris de 25 mm e maiores.
10. Depois de aguardar por pelo menos 15 minutos depois da exposição do filme, digitalize-o.
11. No painel ***Film Import*** (Importação de filme) na tela do software Iris GQ, selecione a abertura adequada do Iris a partir da lista suspensa e clique no botão **Import Film...** (Importar filme…). Selecione a imagem do filme digitalizada correspondente àquela abertura.

NOTA: É importante selecionar o filme correto no menu suspenso. Por exemplo, selecionar `Iris 10 mm` quando o filme foi irradiado em uma abertura do Iris de 5 mm poderá dar resultados incorretos devido a uma diferença grande no fator de rendimento (OF).

12. Selecione uma Região de Interesse (ROI) de forma que as bordas do filme, escritas e outras características sejam excluídas. Clique com o botão direito da imagem e selecione **Crop Image** (Recortar imagem) para recortar a imagem. A seguir, clique no botão **Run Analysis** (Executar análise).
13. Quando a análise estiver concluída, o painel ***Status*** exibirá o texto `Result ready for export` (Resultado pronto para exportar). Salve os resultados em um formato desejado apropriado.
14. Use uma planilha para gerar uma tabela de aberturas do Iris (incluindo uma entrada para o colimador fixo de 15 mm) conforme relatado pelo software Iris QA. Estes dados são os dados de linha de base do Iris com os quais verificações pontuais posteriores podem ser comparadas.

Ao realizar as medições de linha de base do seu Colimador Iris, é recomendado o seguinte procedimento opcional, além de obter as imagens de cada abertura Iris e do colimador fixo de 15 mm:

1. Use o mesmo processo de irradiação descrito acima para obter as medidas da linha de base para um ou dois colimadores fixos adicionais, usando quatro pedaços de filme para cada colimador fixo.
2. Ao analisar cada um desses filmes, na lista suspensa na tela do software Iris GQ, selecione a abertura do Iris que corresponda ao tamanho do colimador fixo usado.

É possível consultar essas medidas de linha de base do colimador fixo adicional quando realizar o futuro GQ de Iris de rotina. Se observar falha em medidas de Iris durante as futuras verificações pontuais, é possível irradiar filmes para o(s) mesmo(s) colimador(es) fixo(s). Como os colimadores fixos não mudam de tamanho, os resultados da medida para os colimadores fixos devem ser consistentes com seus valores de linha de base. Se os resultados para os colimadores fixos forem diferentes dos valores da linha de base, provavelmente há um problema com o processo de medição de GQ e não necessariamente no Colimador Iris. Para mais informações, consulte “Solução de problemas” na página 3A-22.

Executando verificações pontuais do Iris QA

Depois de obter medições de linha de base do Iris QA, você poderá repetir irradiações de filme subsequentes de um conjunto adequado de aberturas do Iris como parte de um procedimento de GQ ou conforme necessário depois de uma atualização, recalibragem, grande manutenção ou atualização do software.

Apesar de ser possível usar somente uma irradiação de filme, variações de uma irradiação a outra podem ocorrer devido a variações no filme e ao redimensionamento da abertura do Iris. Para detectar alterações de 0,2 mm, é importante observar tendências e médias em 4 ou mais filmes.

Interface do usuário do Iris QA

A interface do usuário do Iris QA inclui 6 painéis que exibem os seguintes controles:

- “Painel User Inputs” na página 3A-15
- “Painel de importação de filme” na página 3A-15
- “Painel Status” na página 3A-16
- “Painel Scan Processing Pad” na página 3A-16
- “Seção Analysis Results” na página 3A-19
- “Painel Export Results” na página 3A-21

Quando o software Iris QA é executado pela primeira vez, a tela exibirá os valores padrão de parâmetros (consulte a Figura 2).

Figura 2 Valores padrão de parâmetros quando o software Iris QA é executado pela primeira vez

Painel User Inputs

O painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário) inclui os seguintes campos editáveis pelo usuário:

- Caixa de texto **Iris S/N** (Nº de série do Iris): Insira o número de série do Iris ou qualquer texto com até 32 caracteres para identificar de forma única o Colimador Iris.
- Caixa de texto **Scanner S/N** (Nº de série do escâner): Insira o número de série do scanner de filme ou qualquer texto com até 32 caracteres para identificar de forma única o scanner.
- Caixa de texto **Scanner dpi** (Dpi do escâner): A configuração de dpi do scanner de filmes. O valor padrão é de 300 dpi.
- Caixa de texto **Film Batch #** (Número do lote do filme): O número do lote de filmes. Insira qualquer texto com até 32 caracteres para identificar de forma única o lote de filmes.
- Lista suspensa **Film Orientation** (Orientação do filme): A orientação usada para digitalizar o filme. Inclui 3 opções (`Unknown` [Desconhecido], `Landscape` [Panorama] e `Portrait` [Retrato]).
- Caixa de texto **Notes** (Notas): Observações ou comentários. Insira qualquer texto de até 32 caracteres.
- Caixa de texto **Physicist** (Físico): Nome do físico. Insira qualquer texto de até 32 caracteres.

Painel de importação de filme

O painel ***Film Import*** (Importação de filme) exibe a lista suspensa **Select Film Type** (Selecionar tipo de filme) com as seguintes opções (consulte a Figura 3):

- `Blank Film` (Filme em branco): Imagem digitalizada do filme em branco.
- `Fixed 15 mm` (Fixo de 15 mm): Imagem digitalizada do colimador fixo de 15 mm.
- `Iris 5 mm` a `Iris 60 mm`: Imagens digitalizadas do Colimador Iris com aberturas de 5 mm a 60 mm.

Figura 3 Lista suspensa Select Film Type (Selecionar tipo de filme)

Painel Status

O painel ***Status*** exibe o status atual do software Iris QA (consulte a Figura 4). Texto exibido seguido por reticências (…) indica que o software aguarda ação do usuário.

Figura 4 Painel Status

Painel Scan Processing Pad

O painel ***Scan Processing Pad*** (Painel de processamento de varredura) inclui um painel superior e um painel inferior. O painel superior exibe a imagem do filme digitalizado depois de ser importada e permite que o usuário recorte a imagem. Para recortar uma imagem, use o mouse para selecionar uma ROI que maximize a área do filme, ao mesmo tempo em que exclui as bordas, escritas ou outras marcações. Clique com o botão direito e selecione **Crop Image** (Recortar imagem) para recortar a imagem. Figura 5 mostra um exemplo de uma Região de Interesse (ROI) selecionada corretamente.

Figura 5 ROI selecionada corretamente usando o Scan Processing Pad (Painel de processamento de varredura)

A Figura 6 mostra o exemplo de uma ROI incorretamente selecionada que inclui escritas no filme.

Figura 6 ROI selecionada inclui escritas no filme. Não inclua escritas ou outras marcações.

A Figura 7 mostra o exemplo de uma ROI incorretamente selecionada que é muito pequena.

Figura 7 ROI selecionada muito pequena. Maximize a área do filme ao mesmo tempo em que exclui as bordas do filme e outras marcações.

Depois que a imagem é recortada, ela é exibida no painel inferior (consulte a Figura 8).

Figura 8 Imagem corretamente recortada exibida no painel inferior

Quando estiver satisfeito com a imagem recortada, clique no botão **Run Analysis** (Executar análise) para calcular o tamanho do campo do local do feixe no filme.

Seção Analysis Results

A seção ***Analysis Results*** (Resultados da análise) exibe os resultados da análise do filme (consulte a Figura 9).

Figura 9 Painel Analysis Results (Resultados da análise) e menu suspenso Export Results (Exportar resultados)

O painel superior mostra a imagem limitada e o painel inferior mostra 4 contornos de OD (30%, 50%, 70% e 90%), juntamente com o diâmetro equivalente medido. Ele também mostra as seguintes informações:

- ***Date*** (Data): Do relógio do sistema.
- ***Iris S/N*** (Nº de série do Iris): A partir do painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário).
- ***Scanner S/N*** (Nº de série do scanner): A partir do painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário).
- ***Scanner dpi*** (Dpi do scanner): A partir do painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário).

- ***Film Batch #*** (Número do lote do filme): A partir do painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário).
- ***Blank Pixel Value*** (Valor de pixel em branco): Baseado no valor médio de pixel do filme em branco importado pelo usuário durante a inicialização do software Iris QA. Este valor é usado para converter os valores de pixel em um filme exposto para valores de densidade óptica (OD) usando a seguinte fórmula:

$$OD = \log(PV_{blank}/PV) \quad (1)$$

  onde OD é a densidade óptica, PV_{blank} é o valor de pixel em branco (de filme não exposto) e PV é o valor do pixel do filme irradiado.
- ***OD Threshold*** (Limite OD): O valor limite de OD determinado pelo software Iris QA. Este valor corresponde a um tamanho de campo calculado para o filme digitalizado do colimador fixo de 15 mm que corresponde ao tamanho de campo nominal de 15 mm. Este limite é determinado durante a inicialização do software Iris QA.
- ***Scan orientation*** (Orientação de varredura): A partir do painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário).
- ***Image File*** (Arquivo de imagem): Nome do arquivo de imagem selecionado pelo usuário depois de clicar no botão **Import Film...** (Importar filme...).
- ***Modification Date*** (Data de modificação): Data em que o arquivo de imagem foi modificado pela última vez.
- ***Collimator Type*** (Tipo de colimador): Definido como `Fixed` (Fixo) ou `Iris`, dependendo da opção que foi selecionada na lista suspensa **Select Film Type** (Selecionar tipo de filme) no painel ***Film Import*** (Importação de filme).
- ***Nominal Size (mm)*** (Tamanho normal (mm)): O tamanho de campo nominal (em milímetros) com base na opção que foi selecionada na lista suspensa **Select Film Type** (Selecionar tipo de filme) no painel ***Film Import*** (Importação de filme).
- ***Equivalent Diameter (mm)*** (Diâmetro equivalente (mm)): O tamanho do campo determinado pelo software Iris QA usando o método do diâmetro equivalente. O tamanho do campo é o diâmetro de um círculo com a mesma área que a região limitada, calculado da seguinte forma:

$$\text{tamanho do campo} = \sqrt{4 \times \text{Area}/\pi} \quad (2)$$

  onde Área é a área da região limite.

- ***Profile Diameter (mm)*** (Diâmetro de perfil (mm)): O tamanho do campo (em milímetros) determinado pelo software Iris QA com base na média de 12 perfis obtidos em ângulos igualmente espaçados em volta do centroide da imagem limitada.

  NOTA: Se o diâmetro do perfil diferir do diâmetro equivalente em 0,5 mm ou mais, uma mensagem de advertência é exibida: "`Equivalent diameter` (Diâmetro equivalente): `(value) mm is different from Profile diameter` (o valor em mm é diferente do diâmetro do perfil): `(value) mm`", indicando que os resultados podem não ser confiáveis (por exemplo, limitação incorreta ou vários borrões).

- ***Std. Dev.*** (Desvio padrão) ***Of Profile Diameter (mm)*** (Do diâmetro do perfil (mm)): O desvio padrão do diâmetro do perfil.
- ***Central PV*** (PV central): O valor do pixel no centro da área irradiada.
- ***Notes*** (Notas): A partir do painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário).
- ***Physicist*** (Médico): A partir do painel ***User Inputs*** (Entradas do usuário).

Painel Export Results

O painel ***Export Results*** (Exportar resultados) inclui uma lista suspensa que permite a exportação de resultados nos seguintes formatos (consulte a Figura 9):

- `.txt`: texto separado por tabulações (adequado para importar em softwares de terceiros, como o Microsoft Excel).
- `.pdf`: Portable Document Format (adequado para impressão).
- `.png`: Portable Network Graphics (um arquivo de imagem).

Quando o usuário clicar no botão **Save...** (Salvar), a caixa de diálogo ***File Save As*** (Salvar arquivo como) é exibida. A caixa de diálogo vem preenchida com o nome de arquivo `ImageFileName_Report` com a extensão de arquivo apropriada, selecionada pelo usuário.

Solução de problemas

Um registro de todos os eventos do software, como inicialização, seleções do usuário e advertências, bem como quantidades de diagnóstico, como Área, Excentricidade, Número de Euler e Razão isoperimétrica, são armazenados no seguinte arquivo de registro: `C:\Program Files\Accuray Inc\IrisQAv0100\logs\IQA_Log_`*`dd-mmm-yyyy`*`.log`.

onde *`dd-mmm-yyyy`* (dia-mês-ano) é a data em que o evento ocorreu.

Se qualquer mudança inexplicada ocorrer na abertura do Iris, comparada aos dados de linha de base do Iris, execute as seguintes etapas:

1. Primeiro, verifique o relatório do Iris QA para garantir que o filme digitalizado correto foi importado e que ele foi recortado corretamente. A seguir, verifique a técnica de digitalização do filme (confirme se está em cores de 48-bit e 300 dpi com orientação consistente do filme).
2. Em seguida, verifique se o valor de pixel em branco e os valores de limite de OD são os mesmos que foram usados durante as medições de linha de base do Iris QA (presumindo que o lote de filmes e o scanner não mudaram).
3. Se todas as configurações forem as mesmas que as usadas durante as medições de linha de base do Iris QA, faça uma nova irradiação de filme no colimador fixo de 15 mm e execute uma análise para determinar se ele está consistente com o valor de linha de base (correspondente ao tamanho de campo nominal de 15 mm e determinado durante a inicialização do limite de OD).
4. Se o diâmetro equivalente determinado pelo software Iris QA software para o colimador fixo de 15 mm for próximo o suficiente do valor de linha de base, use o objeto simulador de água para verificar uma verificação pontual do Iris QA.

As medições do Iris QA são muito sensíveis a qualquer alteração no processo de medição. As seguintes alterações de processo poderiam causar falhas de medidas:

- Ajuste e/ou diferenças de irradiação. Por exemplo, não foi usado 600 MU por filme, nem a placa de acúmulo.
- Foi usado um período entre a irradiação e a digitalização dos filmes diferente daquele usado para os filmes de linha de base.
- Um novo conjunto ou lote de filme foi usado para as medições da linha de base.
- O lote do filme foi degradado por exposição ao calor e/ou luz.
- As configurações para varredura do filme não estão corretas.
- A orientação de varredura do filme não corresponde àquela usada para medições de linha de base.

Apêndice 3B: Uso da IrisToolBox

Introdução

Este apêndice ao Capítulo 3, "Recomendações e Testes de Garantia de Qualidade", descreve como usar o IrisToolBox.

Este apêndice aborda os seguintes tópicos:

- “Visão geral do IrisToolBox” na página 3B-2
- “Resumo dos Procedimentos” na página 3B-3
- “Pré-requisitos” na página 3B-5
- “Inicialização do IrisToolBox” na página 3B-6
- “Verificação da Calibragem Atual” na página 3B-10
- “Recalibragem do Colimador Iris” na página 3B-12
- “Reproteção do Sistema” na página 3B-15
- “Voltar à Calibragem Anterior” na página 3B-19
- “Visualização e Impressão de Relatórios” na página 3B-20
- “Execução de uma Verificação de Ponto do Feixe” na página 3B-21
- “Controles de Tela IrisToolBox” na página 3B-22
- “Report Description (Descrição do relatório)” na página 3B-23

Visão geral do IrisToolBox

O aplicativo IrisToolBox fornece os seguintes recursos:

- **Verificação de calibração:** O IrisToolBox verifica se os parâmetros de calibração atuais para o Colimador Iris não mudaram desde a última calibração.
- **Calibragem do Iris:** IrisToolBox permite que o Colimador Iris seja recalibrado, se necessário.

Os parâmetros de calibração do Iris podem ser verificados a qualquer hora se a inicialização do Colimador Iris falhar e aciona uma E-Stop (Parada de emergência) (Erro 355). A execução do procedimento de verificação de calibração gera dados e um relatório. O IrisToolBox pode ser usado em conjunto com a Ferramenta Iris Quality Assurance (QA).

Se a verificação de calibração indicar que o Colimador Iris precisa ser recalibrada, o IrisToolBox pode ser usado para executar a recalibragem. Depois de recalibrar o Colimador Iris, o usuário deve entrar em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray via telefone para reproteger o sistema.

NOTA: O Sistema CyberKnife estará indisponível para tratamento do paciente até que o sistema seja reprotegido. O contato telefônico com o Atendimento ao cliente da Accuray é necessário para reproteger o sistema.

Depois da recalibragem, o Colimador Iris, é recomendado com veemência que o usuário execute uma verificação do ponto do feixe antes do tratamento do próximo cliente.

ATENÇÃO: Depois de recalibrar o Colimador Iris e reproteger o sistema, execute uma verificação de ponto do feixe antes do tratamento do próximo paciente. Se uma verificação do ponto do feixe não for feita, isso poderá resultar em tratamento inadequado.

Resumo dos Procedimentos

O uso do IrisToolBox inclui as seguintes etapas gerais:

1. Certificar-se de que os pré-requisitos para execução do aplicativo IrisToolBox sejam atendidos.
2. Inicializar o IrisToolBox no computador de liberação do tratamento.
3. Uso do IrisToolBox para verifica se os parâmetros de calibração atuais para o Colimador Iris não mudaram desde a última calibração.
4. Se os parâmetros de calibração mudaram, o processo de verificação reporta que a recalibragem é necessária.
5. Se necessário, use o IrisToolBox para recalibrar o Colimador Iris.
6. Visualizar e imprimir o relatório de verificação e recalibragem. Transferência de todos os arquivos de registro para o Atendimento ao Cliente da Accuray.
7. Entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para obter uma chave segura que irá reproteger o sistema.
8. Execute uma verificação do ponto do feixe antes do tratamento do próximo paciente.

As etapas principais para verificação da calibração do Iris e recalibrar o Colimador Iris são mostradas em Figura 1. As seções a seguir descrevem este fluxo de trabalho em detalhe.

Figura 1 Verificação e recalibragem do fluxo de trabalho para o Iris

Pré-requisitos

Antes de executar o aplicativo IrisToolBox, certifique-se de que as seguintes condições sejam atendidas:

- Se o procedimento de recalibragem for executado após uma verificação de recalibragem, certifique-se de que um engenheiro de manutenção da Accuray esteja disponível ao telefone para reproteger o sistema.

  NOTA: Após o procedimento de recalibragem, o Sistema CyberKnife estará indisponível para tratamento do paciente até que o sistema seja reprotegido.

- Certifique-se de que todas as sessões do Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision* estejam fechadas em todas as estações de trabalho do *Accuray Precision* System associadas com o Sistema CyberKnife. Para mais informações sobre o fechamento de sessões do *Accuray Precision* System consulte *Manual de aplicação do tratamento*.
- O Colimador Iris foi fixado ao LINAC por pelo menos 30 minutos depois que o Sistema CyberKnife foi ligado. Este pré-requisito assegura que o Colimador Iris e sistemas eletrônicos sejam aquecidos antes da verificação de calibração.
- A Unidade de Controle de Temperatura Ativo (ATC) para o Colimador Iris mostra que a Unidade de Controle do Colimador Iris (ICCU) está a 48°C e o Colimador Iris está a 30°C. A Unidade ATC está localizada na sala de equipamentos. Para mais informações sobre a unidade ATC, consulte o Capítulo 1, “Visão geral do sistema”.
- O conjunto de gaiolas Iris e os acessórios não são montados no Colimador Iris.
- O robô de tratamento está na posição de repouso e o Teach Pendant está no modo Externo.
- O Chassi de Controle de Intertravamento de Parada de Emergência (ELCC) está no modo remoto.
- Todas as Sistema CyberKnife E-Stops são removidas.
- O intertravamento da porta da Sala de tratamento e desviada.

Se qualquer uma das condições acima não for atendida, ocorrerá um erro durante os procedimentos de verificação e calibração.

Inicialização do IrisToolBox

O Sistema CyberKnife deve estar parcialmente ligado antes de iniciar o IrisToolBox. Quando o IrisToolBox é inicializado, ele automaticamente controlará o processo de acionamento.

NOTA: Se você não puder inicializar o IrisToolBox, confirme que as condições descritas no “Pré-requisitos” na página 3B-5 foram atendidas. Se você ainda não puder inicializar o aplicativo, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray.

Procedimento

A inicialização do aplicativo IrisToolBox requer a abertura de um shell de comando, conforme descrito abaixo.

▶ **Para inicializar o aplicativo IrisToolBox:**

1. Se o Sistema CyberKnife estiver atualmente ligado, faça o seguinte: No menu Sistema CyberKnife, abra o menu **Computer** (Computador) e selecione o item de menu **Restart Software** (Reiniciar software) (consulte a Figura 2).

Figura 2 Item do menu Restart Software (Reinicializar software)

O Sistema CyberKnife será parcialmente desligado e o software Sistema de Aplicação de Tratamento será reiniciado.

NOTA: Se você desligar totalmente o **Sistema CyberKnife** usando a janela Equipment Status (Status do equipamento) do software Sistema de Aplicação de Tratamento, será necessário aguardar 30 minutos depois de executar o IrisToolBox.

2. Inicialize o aplicativo IrisToolBox em uma das seguintes formas:
   - Pressione as teclas **CTRL** + **ALT** + **I** no teclado para inicializar o aplicativo IrisToolBox diretamente.
   - Pressione as teclas de função **SHIFT** + **ALT** + **F10** para abrir um shell de comando. No prompt de comando, insira o seguinte comando:

     ```
     > IrisToolBox
     ```

   Se o sistema estiver totalmente desligado, a mensagem no Figura 3 é exibida.

Figura 3 Confirmação que o IrisToolBox controlará o processo de acionamento

Clique em **OK** ou aguarde. O IrisToolBox controlará o processo de acionamento automaticamente. Quando o IrisToolBox tiver sido ligado, o Sistema CyberKnife, a mensagem no Figura 4 é exibida.

Figura 4 IrisToolBox lendo os parâmetros do sistema

Depois de alguns segundos, a janela **IrisToolBox** é exibida com a aba **Iris Tool** (Ferramenta Iris) na frente, conforme mostrado na Figura 5 Na seção ***Status*** da janela, todos os quatro indicadores de status devem estar verde.

NOTA: Se o status ***Verify Readiness*** (Verificar prontidão) na seção **Status** estiver vermelho, o processo de verificação de calibração não pode continuar. Confirme se as condições descritas em “Pré-requisitos” na página 3B-5 são atendidas. Se o status ***Verify Readiness*** (Verificar prontidão) permanecer vermelho, entre em contato com o Atendimento ao Cliente da Accuray para assistência.

Quando todos os quatro indicadores na seção ***Status*** ficarem verde, você está pronto para executar a verificação de calibração, conforme descrito no “Verificação da Calibragem Atual” na página 3B-10. O botão **Verify Calibration** (Verificar calibração) será ativado. O botão **Recalibrate Iris** (Recalibrar Iris) será desativado.

Figura 5 Janela IrisToolBox

Erros Durante a Inicialização

Se as condições para inicializar o aplicativo IrisToolBox descritos em “Pré-requisitos” na página 3B-5 não forem atendidas, uma ou mais mensagens de erro podem ser exibidas dando instruções para correção do problema. Condições que podem provocar uma mensagem de erro incluem o seguinte:

- Se uma outra instância do IrisToolBox já estiver rodando no computador de liberação do tratamento, a mensagem Figura 6 é exibida. Neste caso, clique em **OK** para a outra instância do IrisToolBox e continuar. Ou clique em **Cancel** (Cancelar) para sair do IrisToolBox.

Figura 6 Outra instância do IrisToolBox está sendo executado

- Se o Sistema CyberKnife já estiver totalmente ligado, a mensagem no Figura 7 é exibida.

Figura 7 Se o sistema já estiver totalmente ligado, o software Treatment Delivery System deveria ser reinicializado

Neste caso, faça o seguinte:

- No menu Sistema CyberKnife, reinicialize o software Sistema de Aplicação de Tratamento selecionando o item de menu **Restart Software** (Reiniciar software) a partir do menu **Computer** (Computador).

  A janela **IrisToolBox** será fechada e o aplicativo deixará de funcionar. O software Treatment Delivery System será reinicializado:

- Reinicialize a aplicativo IrisToolBox, conforme descrito em “Inicialização do IrisToolBox” na página 3B-6.

Verificação da Calibragem Atual

Quando todos os quatro indicadores na seção Status da janela IrisToolBox estiverem verde, o IrisToolBox está pronto para iniciar o procedimento de verificação de calibração. Durante o procedimento, o IrisToolBox executa uma série de mudanças de abertura no Iris, que são estimuladas na tela e registra os valores do interruptor de limite para as posições totalmente abertas e totalmente fechadas Iris. Depois que o procedimento de verificação de calibração estiver completo, um relatório é gerado listando os resultados e quaisquer erros que ocorrerem.

Para mais informações sobre os controles de tela para verificação de calibração, consulte “Controles de Tela IrisToolBox” na página 3B-22.

Procedimento

▶ **Para verificar a calibração do Iris:**

1. Na aba Iris Tool da janela **IrisTool**, clique no botão **Verify Calibration** (Verificar calibração) (consulte a Figura 5).

   A mensagem na Figura 8 é exibida.

Figura 8 Pré-requisitos para execução da verificação da calibração

2. Confirme se as condições listadas nos “Pré-requisitos” na página 3B-5 e na mensagem são atendidas. Em seguida, pressione **Yes** (Sim) para continuar com a verificação de calibração. Ou clique em **Cancel** (Cancelar) para cancelar e voltar para a janela **IrisToolBox**.

   Ao clicar em **Yes** (Sim), o processo de verificação da calibração começa e o botão **Stop** (Parar) é exibido abaixo da área de status da tela.

3. Para parar a verificação da calibração antes que ela seja concluída, clique no botão **Stop** (Parar). O processo de verificação de calibração será encerrado.

Há três possíveis resultados da verificação de calibração:

- **Recalibration Not Possible** (Recalibração Impossível): Se existir muito desvio nas leituras do sensor de posição do Iris, ou se os tamanhos de abertura necessários não puderem ser atingidos dentro de poucos segundos, a verificação falha. Neste caso, a recalibração do Colimador Iris não é possível. Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para resolver o problema.
- **Recalibration Not Required** (Recalibragem Desnecessária): Se existir um insignificante desvio nas leituras do sensor de posição do Iris e os tamanhos de abertura necessários forem atingidos dentro de poucos segundos, a calibração foi realizada corretamente. Neste caso, é necessário recalibrar o Colimador Iris. O botão **Recalibrate Iris** (Recalibrar Iris) permanecerá desativado.
- **Recalibration Required** (Recalibragem Necessária): Se existir um desvio nas leituras do sensor de posição do Iris ou os tamanhos de abertura necessários não puderem ser atingidos dentro de alguns segundos, e se essas condições não puderem ser corrigidas pela recalibragem, então o botão **Recalibrate Iris** (Recalibrar Iris) será desativado. Neste caso, você pode recalibrar o Colimador Iris conforme descrito no “Recalibragem do Colimador Iris” na página 3B-12.

Erros durante a verificação de calibração

Se as condições para executar uma verificação de calibração descrita nos “Pré-requisitos” na página 3B-5 e exibidas na Figura 8 na página 3B-10 não forem atendidas, uma ou mais mensagens de erro podem ser exibidas dando instruções para corrigir o problema.

Se uma mensagem de erro for exibida, proceda da seguinte forma.

1. Clique em **OK** para fechar a mensagem de erro e sair do IrisToolBox.
2. Corrija o problema, se possível.
3. Reinicialize o IrisToolBox e comece o procedimento de verificação de calibração outra vez.

Além dos pré-requisitos não serem atendidos, as condições que podem provocar uma mensagem de erro incluem o seguinte:

- Todos os estados E-Stop (Parada de emergência) não são conhecidos.
- Uma mudança no arquivo de dados de calibração é detectada e o sistema precisa ser reprotegido.

NOTA: Este erro requer a determinação da causa da mudança e reproteção do sistema. Se ocorrer esse erro, entre em contato com o Atendimento de suporte ao cliente da Accuray.

Recalibragem do Colimador Iris

Se o processo de verificação de calibração reportar que a recalibragem do Colimador Iris é necessária, você pode executar a recalibragem. Durante o procedimento, o IrisToolBox executa uma série de mudanças de abertura e registra as leituras da chave de limite para as posições do Iris totalmente aberto, totalmente fechado. Nenhum parâmetro de calibração é determinado e comparado com a calibração prévia para determinar se a recalibragem é bem-sucedida.

Depois que os novos parâmetros de calibração tiverem sido determinados, você tem a opção de salvá-los ou descartá-los. Se você salvá-los, você deve reproteger o sistema antes que você possa usar o Sistema CyberKnife para tratamento. A reproteção do sistema requer contato por telefone com um engenheiro de manutenção da Accuray para obter uma nova chave encriptada de proteção que você, então, insere no aplicativo IrisToolBox, conforme solicitado. O engenheiro de manutenção precisa estar acessível enquanto você executa essa tarefa.

NOTA: O Sistema CyberKnife estará indisponível para tratamento do paciente até que o sistema seja reprotegido.

Depois que você salva os novos parâmetros de calibração, você tem a opção de voltar para os parâmetros de calibração anteriores antes que o sistema seja reprotegido. Para mais informações, consulte “Voltar à Calibragem Anterior” na página 3B-19.

Se você decidir descartar os novos parâmetros de calibração antes de salvá-los, a calibração prévia é retida e você não precisa reproteger o sistema. Por exemplo, você pode descartar os novos parâmetros da calibração se um engenheiro de manutenção da Accuray estiver acessível imediatamente.

Para mais informações sobre os controles de tela para recalibragem, consulte “Controles de Tela IrisToolBox” na página 3B-22.

Procedimento

▶ **Para recalibrar o Colimador Iris:**

1. Antes de iniciar a recalibragem, entre em contato com o Atendimento ao cliente d Accuray para assegurar que um engenheiro de serviço da Accuray estará disponível ao telefone para fornecer uma nova chave de proteção e ajudar você com a reproteção do sistema.
2. Na aba **Iris Tool** (Verificar calibração) da janela **IrisToolBox**, clique no botão **Recalibrate Iris** (Recalibrar Iris) (consulte a Figura 5 na página 3B-8). Este botão somente estará ativado se o processo de verificação de calibração reportar que essa recalibragem é necessária.

   A mensagem na Figura 9 será exibida.

Figura 9 Pré-requisitos para execução da recalibragem do Iris

3. Confirme se as condições descritas nos “Pré-requisitos” na página 3B-5 e na mensagem são atendidas. Em seguida, clique em **Yes** (Sim) para continuar com a recalibragem. Ou clique em **Cancel** (Cancelar) para cancelar e voltar para a janela **IrisToolBox**.

   Se clicar em **Yes** (Sim), o processo de recalibragem começa.

4. Para parar o processo de recalibragem antes que ele seja concluído, clique no botão **Stop** (Parar).

   O processo de recalibragem será encerrado. Nenhuma mudança é feita para nos parâmetros de calibração existentes quando a recalibragem estiver parada antes da conclusão e o sistema não precisa ser reprotegido.

Há dois possíveis resultados da recalibragem:

- **Recalibration Success** (Recalibragem bem-sucedida): Quando a recalibragem for bem-sucedida, você tem a opção de salvar ou descartar os novos parâmetros de calibração. A mensagem na Figura 10 na página 3B-13 é exibida. Para obter informações sobre salvamento e descarte dos novos parâmetros da calibração, consulte “Reproteção do Sistema” na página 3B-15.

Figura 10 Recalibragem concluída com sucesso

- **Recalibration Not Possible** (Recalibração Impossível): Se existir muito desvio nas leituras do sensor de posição, se tamanhos de abertura necessários não puderem ser atingidos dentro de alguns segundos ou se o processo de recalibragem falhar por outro motivo, você pode tentar repetir a recalibragem. Se a recalibragem ainda não for possível, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray para resolver esse problema.

Erros Durante a Recalibragem

Se as condições para executar uma recalibragem descritas nos “Pré-requisitos” na página 3B-5 e exibidas na Figura 9 na página 3B-13 não forem atendidas, um ou mais mensagens de erro podem ser exibidas dando instruções para a correção do problema.

Se uma mensagem de erro for exibida, proceda da seguinte forma.

1. Clique em **OK** para fechar a mensagem de erro e sair do IrisToolBox.
2. Corrija o problema, se necessário.
3. Reinicialize o IrisToolBox e repita o procedimento de verificação de calibração do início. Para obter informações, consulte “Verificação da Calibragem Atual” na página 3B-10.
4. Reinicialize o processo de calibração.

Além dos pré-requisitos não serem atendidos, as condições que podem provocar uma mensagem de erro incluem o seguinte:

- Todos os estados E-Stop (Parada de emergência) não são conhecidos.
- Uma mudança no arquivo de dados de calibração é detectada e o sistema precisa ser reprotegido.

NOTA: Este erro requer a determinação da causa da mudança e reproteção do sistema. Se ocorrer esse erro, entre em contato com o Atendimento de suporte ao cliente da Accuray.

Reproteção do Sistema

Após uma recalibragem bem-sucedida, você tem a opção de salvar ou descartar os novos parâmetros de calibração. Se você os salvar, o sistema deve ser reprotegido antes que o Sistema CyberKnife possa estar disponível para o tratamento do paciente.

NOTA: O Sistema CyberKnife estará indisponível para tratamento do paciente até que o sistema seja reprotegido. O contato telefônico com o Atendimento ao cliente da Accuray é necessário para reproteger o sistema.

Para reproteger o sistema, use o IrisToolBox para gerar uma chave insegura que você, então, fornece para um engenheiro de manutenção da Accuray. O engenheiro de manutenção irá, então, fornecer uma nova chave segura que você insere no IrisToolBox conforme solicitada.

Depois de salvar os novos parâmetros de calibração e antes de reproteger o sistema, você também tem a opção de voltar à calibração anterior. Para mais informações, consulte “Voltar à Calibragem Anterior” na página 3B-19.

Para obter mais informações sobre os controles da tela para reproteger o sistema, consulte “Controles de Tela IrisToolBox” na página 3B-22.

▶ Para reproteger o sistema:

Você deve entrar em contato por telefone com um engenheiro de manutenção da Accuray durante esse procedimento.

1. Depois de uma recalibragem bem-sucedida (consulte “Recalibragem do Colimador Iris” na página 3B-12, a mensagem na Figura 11 é exibida.

Figura 11 Salvar ou descartar a nova calibração

- Para salvar os novos parâmetros de calibração, clique no botão **Save** (Salvar). Os parâmetros de calibração anteriores serão sobrescritos.

  Depois que os novos parâmetros de calibração forem salvos, o botão **Ready to Secure** (Pronto para proteger) é exibido e o indicador ***System Security*** (Segurança do sistema) na seção **Status** fica vermelho e exibe o status `Not secured` (Não protegido). Também, na parte inferior da janela ***IrisToolBox***, o botão **Revert** (Voltar) é ativado, permitindo que você volte à calibração anterior, se desejado (consulte a Figura 12).

Figura 12 Janela IrisToolBox depois que uma nova calibração é salva

Depois de salvar os novos parâmetros de calibração, você deve ou reproteger o sistema, conforme descrito abaixo ou inverter a calibração anterior, conforme descrito em “Voltar à Calibragem Anterior” na página 3B-19.

- Para descartar os novos parâmetros de calibração, clique no botão Cancel (Cancelar). Os parâmetros de calibração anteriores serão retidos. Você não precisa reproteger o sistema. O indicador de System Security (Segurança do sistema) na seção Status volta para verde e exibe o status Secured (Protegido).

2. Transferência de todos os arquivos de registro para o Atendimento ao Cliente da Accuray: Clique com o botão direito do mouse no fundo da tela azul para abrir o menu de contexto Sistema CyberKnife. Em seguida, selecione o item do menu **Transfer > All logs** (Transferir > Todos os registros).

Um engenheiro de manutenção da Accuray revisará os arquivos de registro antes de fornecer uma nova chave segura.

3. Clique no botão **Ready to Secure** (Pronto para proteger). A mensagem na Figura 13 é exibida.

Figura 13 Confirmação que o sistema está pronto para ser protegido

NOTA: O Sistema CyberKnife estará indisponível para tratamento do paciente até que o sistema seja reprotegido. O contato telefônico com o Atendimento ao cliente da Accuray é necessário para reproteger o sistema.

- Clique em **Yes** (Sim) para continuar. Depois de clicar em **Yes** (Sim), o sistema se tornará desprotegido. Você não poderá voltar para o estado de segurança anterior.

  O IrisToolBox pode levar até 30 segundos para gerar e exibir uma chave insegura. A chave insegura é exibida na caixa de texto **System Key** (Chave do Sistema) conforme mostrado na Figura 14. O botão Secure (Proteger) é exibido abaixo da caixa de texto.

Figura 14 Exibição da chave insegura

- Ou clique em **No** (Não) para cancelar e voltar para a janela IrisToolBox.

4. Leia a chave insegura exibida na caixa de texto **System Key** (Chave do Sistema) para o engenheiro de manutenção da Accuray ao telefone.

   O engenheiro de serviço lerá uma nova chave segura para você pelo telefone.

5. Cuidadosamente insira a nova chave segura na caixa de texto **Enter Secure Key** (Inserir chave segura) como ela lida para você.

6. Clique no botão **Secure** (Proteger).

   A mensagem na Figura 15 é exibida.

Figura 15 Confirmação que o sistema foi protegido

O sistema está agora protegido. Todos os quatro indicadores de status na seção **Status** devem agora estar verde.

ATENÇÃO: Depois de recalibrar o Colimador Iris e reproteger o sistema, execute uma verificação de ponto do feixe antes do tratamento do próximo paciente. Se uma verificação do ponto do feixe não for feita, isso poderá resultar em tratamento inadequado.

Se você não puder reproteger o sistema, confirme que você leu a chave insegura corretamente para o engenheiro de manutenção da Accuray e inseriu a nova chave segura corretamente na caixa de texto. O engenheiro de serviço irá, então, ajudar você a repetir o procedimento.

Voltar à Calibragem Anterior

Depois de recalibrar com sucesso o Colimador Iris e antes de reproteger o sistema, você também tem a opção de voltar à calibração anterior. Por exemplo, você pode optar por voltar à calibração antiga se um engenheiro de manutenção da Accuray não estiver imediatamente acessível para ajudar a reproteger o sistema.

Se o procedimento de recalibragem do Iris falhar ou não for possível, o Sistema CyberKnife estará indisponível pera o tratamento do paciente até voltar aos parâmetros de calibração anterior. Neste caso, depois de voltar, somente os colimadores fixos estarão disponíveis para uso. O Colimador Iris não estará disponível até que o problema de calibração seja resolvido. Contact Accuray Customer Support for assistance. (Entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.)

▶ **Para voltar aos parâmetros de calibração anterior:**

1. Clique no botão **Revert** (Reverter) na janela **IrisToolBox**.

A mensagem na Figura 16 será exibida.

Figura 16 Voltar à calibração anterior

2. Clique em **Yes** (Sim) para voltar para os parâmetros de calibração anterior. Ou clique em **No** (Não) para cancelar e voltar para a janela **IrisToolBox**.

   A mensagem na Figura 17 será exibida.

Figura 17 Confirmação após o retorno

3. Clique em **OK** para fechar a janela de mensagem.

   O sistema não usará os parâmetros de calibração anteriores:

   - Se você reverteu após uma recalibragem bem-sucedida e antes de reproteger o sistema, o indicador ***System Security*** (Segurança do sistema) na seção **Status** volta para verde e exibe o `Secured` (Protegido). Você pode continuar usando tanto o Colimador Iris quanto os colimadores fixos.
   - Se você reverter após uma recalibragem falha, você poderá usar o Sistema CyberKnife com os colimadores fixos até que o problema de recalibragem Iris seja resolvido.

Visualização e Impressão de Relatórios

A aba **Reports** (Relatórios) do IrisToolBox permite que você visualize e imprima relatórios com informações sobre verificação de calibração e procedimentos de recalibragem (consulte a Figura 18). Os relatórios gerados incluem a calibração recente e os dados de calibração da linha base. Os relatórios também contêm informações sobre quaisquer erros que ocorreram. Um exemplo de relatório é fornecido em “Report Description (Descrição do relatório)” na página 3B-23.

No.	Description	Service Baseline	Last known Baseline	Last calibration
1	Calibration Date/Time	05/05/16 11:21:15	05/05/16 11:21:15	05/05/16 11:21:15
2	ICCU S/N	3633	3633	3633
3	ICCU F/W	P0:4.40, P1:4.40	P0:4.40, P1:4.40	P0:4.40, P1:4.40
4	IRIS	74937 (Hex: 124B9)	74937 (Hex: 124B9)	74937 (Hex: 124B9)

No.	Description	Result	Pass/Fail
5	Position Errors	0 Errors	PASS
6	Position Holding Errors	0 Errors	PASS
7	Position Timing Errors	0 Errors	PASS
8	Errors during finding limit switch	0 Errors	PASS
9	Limit Switch1 Tolerance	0 Errors	PASS
10	Limit Switch2 Tolerance	0 Errors	PASS
11	Limit Switch3 Tolerance	N/A	N/A
12	Limit Switch4 Tolerance	N/A	N/A
13	Limit Switch5 Tolerance	0 Errors	PASS
14	Limit Switch6 Tolerance	0 Errors	PASS
15	Limit Switch7 Tolerance	0 Errors	PASS
16	Limit Switch8 Tolerance	0 Errors	PASS
17	Limit Switch9 Tolerance	0 Errors	PASS
18	Limit Switch10 Tolerance	0 Errors	PASS
19	Limit Switch11 Tolerance	0 Errors	PASS
20	Limit Switch12 Tolerance	0 Errors	PASS
21	Limit Switch13 Tolerance	0 Errors	PASS
22	Limit Switch14 Tolerance	0 Errors	PASS
23	Limit Switch15 Tolerance	0 Errors	PASS
24	Limit Switch16 Tolerance	0 Errors	PASS

Figura 18 Aba Reports (Relatórios) mostrando exemplo de relatório

▶ **Para visualizar e imprimir um relatório:**

1. Clique na aba **Reports** (Relatórios) na janela **IrisToolBox**.
2. Selecione um relatório na lista suspensa acima do painel de relatório ou digite o nome do relatório no campo de busca. Em seguida clique no botão **Refresh** (Atualizar).

   Existem dois relatórios, para verificação de calibração e recalibragem Iris. O relatório selecionado é exibido no painel de relatórios.
3. Clique no botão **Print** (Imprimir) para imprimir a verificação mais recente de relatório de calibração e recalibragem.

   A caixa de diálogo **Setup Printer** (Configurar impressora) será exibida, permitindo que você selecione uma impressora e especifique as opções de impressão.

Execução de uma Verificação de Ponto do Feixe

ATENÇÃO: Depois de recalibrar o Colimador Iris e reproteger o sistema, execute uma verificação de ponto do feixe antes do tratamento do próximo paciente. Se uma verificação do ponto do feixe não for feita, isso poderá resultar em tratamento inadequado.

O método recomendado para execução de uma verificação de ponto do feixe é para usar a ferramenta de GQ Iris. A ferramenta de GQ Iris permite que você execute uma verificação do ponto de aberturas Iris. Para mais informações sobre o uso da ferramenta de GQ Iris, consulte o Apêndice 3A, "Uso da ferramenta de GQ Iris".

Você pode também usar um objeto simulador de água para dados de feixe de verificação de ponto. Para mais informações sobre a captura de dados para o Colimador Iris, Consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”.

Controles de Tela IrisToolBox

O IrisToolBox inclui os controles de tela descritos na Tabela 1.

Tabela 1 Controles de tela IrisToolBox

Botão	Descrição
Print (Imprimir)	Imprime a verificação de calibração ou o relatório de calibração mais recente. Para mais informações, consulte “Visualização e Impressão de Relatórios” na página 3B-20.
Revert (Reverter)	No caso de um engenheiro de manutenção da Accuray não estar acessível para reproteger o sistema, volte para os parâmetros de calibração Iris anteriormente salvos. Para mais informações, consulte “Voltar à Calibragem Anterior” na página 3B-19
Exit (Sair)	Permite que você saia do aplicativo IrisToolBox.
Aba Iris Tool (Ferramenta Iris):	
Verify Calibration (Verificar Calibragem)	Começa o processo de verificação de calibração. Para obter mais informações, consulte “Verificação da Calibragem Atual” na página 3B-10.
Recalibrate Iris (Recalibrar Iris)	Inicia o processo de recalibragem. Para obter mais informações, consulte “Recalibragem do Colimador Iris” na página 3B-12.
Show Details (Mostrar Detalhes)	Exibe uma janela de status com informações sobre operações anteriores e status atual.
Hide Details (Ocultar Detalhes)	Oculta a janela status.
Ready To Secure (Pronto para Proteger)	Permite que você gere uma chave insegura e insira uma nova chave segura durante o procedimento para reproteger o sistema. Este botão somente é exibido depois de uma recalibragem bem-sucedida. Para mais informações, consulte “Reproteção do Sistema” na página 3B-15.
Secure (Proteger)	Permite que você proteja o sistema depois de inserir uma nova chave segura. Para mais informações, consulte “Reproteção do Sistema” na página 3B-15. Este botão somente é exibido depois que você confirmar que você está pronto para proteger o sistema.
Aba Reports (Relatórios):	
Refresh (Atualizar)	Exibe o relatório selecionado na lista suspensa acima do painel de relatórios. Para mais informações, consulte “Visualização e Impressão de Relatórios” na página 3B-20.

Report Description (Descrição do relatório)

Tabela 2 descreve os campos do relatório. O aplicativo IrisToolBox tenta capturar leituras da chave de limite para as posições do Iris totalmente aberto e totalmente fechado. Essas leituras são capturadas 5 vezes. Dados obtidos durante o Serviço Básico, Última linha base conhecida e a última calibração são comparados para determinar como os valores mudaram (valores "delta"):

- **Service Baseline** (Linha base de serviços): A calibração da linha base executada pelo Atendimento ao cliente da Accuray.
- **Last Known Baseline** (Última Linha Base Conhecida): Os últimos dados de calibração protegidos.
- **Last Calibration** (Última Calibragem): Os dados capturados durante a verificação de calibração ou procedimento de recalibragem Iris.

A IrisToolBox também aleatoriamente define o Colimador Iris para uma das 12 aberturas. O número de erros que ocorrem durante este processo é exibido nas Fileiras 5 a 8. Se ocorrer erros de chave de limite, entre em contato com o Atendimento ao cliente da Accuray.

Tabela 2 Descrição de campos de relatório

Fileira	Descrição
1	A data e o horário da Linha base de serviço, Última linha base conhecida e Última calibração.
2	Número de série da Unidade de Controle (ICCU) Colimador Iris.
3	Revisão do firmware ICCU.
4	Número de série do Colimador Iris.
5	Erros como um atraso ou tempo de inatividade durante o posicionamento da abertura.
6	Delta da abertura desejada *vs.* a abertura atual está cima de 0,1 mm.
7	O tempo para atingir a abertura desejada está acima de 6 segundos.
8	Erros como Retardo, Tempo Inativo, Sem Alimentação, Baixa Tensão/Alta Tensão (por exemplo, devido à escurecimento parcial de energia), Interruptor preso inesperadamente e Erro de uso (por exemplo, abertura acidental da porta durante a verificação de calibração ou procedimento de recalibragem).

Apêndice 4A: 4D Planning

Introdução

Este apêndice ao Capítulo 4, “Testes AGQ, E2E e GQ do plano”, descreve como usar o Otimização de tratamento e sistema de planejamento 4D opcional do *Accuray Precision* System.

O sistema opcional usa o objeto simulador de movimento com o corpo do tórax, haste móvel e encaixes de filme de baixa, média e alta densidade para a 4D Planning. Esse objeto simulador de movimentação foi desenvolvido para funcionar em conjunto com o Sistema Synchrony. A imagem não é fornecida com o Sistema CyberKnife. Ela está disponível para compra do seu fornecedor CIRS. Para obter informações, consulte o Capítulo 2, “Comissionamento”. Para obter uma lista de componentes incluídos no objeto simulador para o Planejamento 4D, consulte a documentação do fornecedor.

Este apêndice aborda os seguintes tópicos:

- “Plano de tratamento para 4D Planning” na página 4A-2
- “Execução de 4D Planning” na página 4A-3
- “Análise do filme para 4D Planning” na página 4A-10

Plano de tratamento para 4D Planning

Para o 4D Planning, são necessários um plano de tratamento de rastreamento de marcas fiduciais 3D padrão e um 4D. O objeto simulador da 4D Planning opcional contém 3 marcas fiduciais implantadas no tórax e 2 implantadas no tumor de objeto simulador dentro do encaixe de filme da haste móvel.

As 3 marcas fiduciais estacionárias serão usadas para gerar um plano de tratamento de rastreamento de marcas fiduciais isocêntrico 3D. O tamanho do colimador e a dose não são importantes para o plano 3D. O plano 3D será usado exclusivamente para a configuração do objeto simulador. Não será ministrado nenhum tratamento com esse plano.

O estudo de imagem de TC principal usado no plano 4D deverá ser escolhido para que esteja o mais próximo possível da posição inicial do objeto simulador.

NOTA: É necessário criar um plano com o colimador de 15 mm devido ao tamanho reduzido do filme. O diâmetro da esfera no encaixe de filme é de 1 pol. (2,54 cm) e deve ser usada para contornar o volume do tumor de objeto simulador. No entanto, o contorno da isodose que será usada para a análise do filme deve ser menor do que 1 pol. (2,54 cm) para garantir que esteja dentro dos limites físicos do filme.

Execução de 4D Planning

O objeto simulador de movimentação opcional permite a demonstração da funcionalidade do Otimização de tratamento e sistema de planejamento 4D opcional do *Accuray Precision* System com o Sistema CyberKnife. A opção 4D Planning permite que o usuário visualize o efeito da deformação do tecido respiratório nos isocontornos da dose de radiação e nas métricas de um plano de tratamento.

O usuário pode considerar esses efeitos de deformação durante o processo de otimização do plano, resultando em um plano de tratamento cujas posições e pesos do feixe sejam otimizados com base no conhecimento da deformação respiratória. Para obter mais informações sobre o uso da opção 4D Planning, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

NOTA: O objeto simulador de movimentação opcional para a 4D Planning não contém estruturas deformáveis.

Esta seção aborda os seguintes tópicos:

- “Configuração para 4D Planning” na página 4A-3
- “Execução de uma varredura de CT para a 4D Planning” na página 4A-7
- “Aplicação do tratamento para 4D Planning” na página 4A-9

Configuração para 4D Planning

A Figura 1 mostra o corpo do tórax e os encaixes de filme para execução da 4D Planning. Os materiais a seguir são usados para a 4D Planning:

- Objeto simulador de movimentação opcional com o corpo do tórax da 4D Planning
- Encaixe de filme de média densidade
- Encaixe de filme cilíndrico de alta densidade
- Filme radiocrômico
- Controlador de movimentação
- Atuador de movimentação
- LEDs do marcador de rastreamento Synchrony

Figura 1 Corpo do tórax da 4D Planning (esquerda) e 2 encaixes de filme (meio e direito)

▶ **Para configurar para a 4D Planning:**

1. Instale os filmes no encaixe de filme de média densidade (tumor) e no cilindro de alta densidade (estrutura crítica). Consulte Figura 2.

   A estrutura crítica na realidade contém um cilindro de alta densidade em vez de uma esfera.

Figura 2 Encaixes de filme de média densidade (superior) e de alta densidade (inferior) com filmes

2. Instale os filmes no encaixe.

   NOTA: É importante alinhar adequadamente os filmes no encaixe. Alinhe-os de forma precisa com as bordas retas do encaixe.

3. Pressione o encaixe contra uma superfície plana e firme, para que as margens do filme fiquem niveladas com os lados do cubo.

   Se o filme ficar preso, empurre-o do lado oposto usando um pedaço de papel duro, por exemplo, um cartão de visita.

4. Para verificar se os filmes estão alinhados com as bordas do encaixe montado, observe as margens de referência de um ângulo de 45° em relação à superfície do encaixe.

   A margem do filme não exposto deve aparecer como uma linha preta. Se o filme estiver abaixo da superfície, a linha não estará visível. Se o filme se projetar em excesso, você poderá ver isso e senti-lo com os dedos.

5. Insira o encaixe do filme na cavidade, na haste móvel (consulte a Figura 3). Verifique se o encaixe está no sentido adequado dentro do objeto simulador.

Figura 3 Hastes móveis da 4D Planning com encaixes de filme de média densidade (esquerda) e alta densidade (direita)

6. Instale o corpo do tórax da 4D Planning na placa base (consulte a Figura 4).

Figura 4 Corpo da 4D Planning encaixado no atuador

7. Alinhe o objeto simulador da 4D Planning na mesa de tratamento como se fosse um paciente real, usando o recurso de alinhamento de marcas fiduciais do Sistema CyberKnife. Consulte “Aplicação do tratamento para 4D Planning” na página 4A-9.
8. Encaixe os LEDs do marcador de rastreamento Synchrony na plataforma.
9. Conecte a caixa de controle de movimentação ao atuador de movimentação usando o cabo DB15 fornecido.
10. Use o botão **START** (Iniciar) para mover o atuador de movimentação para a sua posição inicial.
11. Insira a haste móvel no tórax e oriente o encaixe de filme, conforme mostrado na Figura 6.
12. Conecte a haste móvel ao atuador de movimentação apertando os parafusos do atuador de movimentação.

    Não haverá problema se a haste móvel não deslizar totalmente para dentro da extremidade de recepção do atuador de movimentação. No entanto, é importante manter a consistência na forma como a haste móvel é conectada ao atuador para os seus procedimentos de GQ. Marcar a haste móvel e o tórax com um lápis ou uma caneta de ponta fina, de tinta permanente, irá ajudá-lo a retornar a haste a esse ponto inicial depois de desconectá-la do atuador.
13. Insira a haste da estrutura crítica no tórax, como indicado na Figura 6. A Figura 6 mostra exibições axiais e coronais da posição de orientação do tumor e encaixes de filme de estrutura crítica para um objeto simulador 4D no ponto inicial do atuador de movimentação.
14. Marque a posição da haste de estrutura crítica em relação ao tórax. Essa marca pode ser usada para retornar a haste de estrutura crítica à mesma posição exata para um exame subsequente.

Execução de uma varredura de CT para a 4D Planning

É essencial configurar o objeto simulador 4D e suas hastes de encaixe exatamente da mesma forma para a varredura de CT e a aplicação do tratamento. Verifique se os lados superior e inferior do objeto simulador estão fora do campo de visão da TC, conforme mostrado na Figura 5. Isso significa que a TC do objeto simulador se estenderá até as margens superior e inferior do campo de TC da visão exatamente como um torso de um paciente real. Use os lasers do scanner de TC e um nível para garantir que o objeto simulador esteja o mais reto possível em relação aos eixos do scanner de TC. Se o scanner de TC tiver uma mesa do paciente curva, você não precisará usar um encaixe de mesa nem improvisar uma superfície reta sobre a qual apoiar a placa base do objeto simulador.

Figura 5 Limites superior e inferior da varredura de TC para o tórax de objeto simulador

Para uma série de TC 4D, uma varredura de TC estática do objeto simulador é obtida com a haste móvel e a haste de estrutura crítica posicionadas e orientadas nessa posição inicial. Essa série de TC servirá como a imagem de referência para a configuração da aplicação do tratamento.

Gere um plano de tratamento para a 4D Planning, conforme descrito em “Plano de tratamento para 4D Planning” na página 4A-2.

Figura 6 Exibições axial e coronal dos encaixes de filme para o tumor e a estrutura crítica

Aplicação do tratamento para 4D Planning

Para obter mais informações sobre a criação de um plano 4D, consulte o *Manual de planejamento do tratamento*.

▶ **Para aplicar um plano 4D:**

1. Coloque o objeto simulador do planejamento 4D opcional na mesa de tratamento.
2. Carregue o plano 3D para alinhar o objeto simulador usando as 3 marcas fiduciais próximas ao encaixe de filme de alta densidade, dentro da região da coluna.
3. Usando apenas translações (sem rotações), mova manualmente a mesa para que o encaixe de filme se localize próximo ao local onde o centro das 2 marcas fiduciais de alinhamento estavam.
4. Use a ferramenta Ruler (Régua) do *Accuray Precision* System para medir as distâncias de translação entre o centro das 2 marcas fiduciais no tórax e o centro do tumor quando a haste móvel estiver localizada em sua posição inicial, no plano 3D criado.
5. Agora, carregue o plano 4D e execute o alinhamento final do paciente.
6. Gire o atuador de movimentação e use o rastreamento Synchrony para rastrear o tumor.
7. Aplique o plano.

Análise do filme para 4D Planning

Esta seção descreve o procedimento de análise do filme para a 4D Planning.

▶ **Para executar a análise do filme para a 4D Planning:**

1. Depois de aplicar o tratamento, remova as 2 hastes de encaixe do corpo do objeto simulador.
2. Logo após a remoção do filme do encaixe, identifique as orientações das margens de referência do filme com um marcador permanente de ponta fina. É importante que as identificações nos filmes correspondam às bordas do cubo. As marcações serão preservadas na imagem digitalizada para fins de identificação.
3. Digitalize o filme em um scanner de filme calibrado. Para obter informações sobre a configuração adequada do scanner de filme, consulte o Capítulo 4, "Testes AQA, E2E e GQ do plano".
4. Analise o filme do tumor com o software E2E. Para informações sobre o uso do software de análise de filme E2E, consulte o Capítulo 4 “Testes AGQ, E2E e GQ do plano” e o Capítulo 2 “Comissionamento”. Figura 7 mostra o software E2E com os filmes sendo analisados a partir do simulador de movimentação com o corpo 4D.

NOTA: Observe que são usados filmes Esquerdo/Anterior (axial) e Superior/Anterior (sagital) no o software E2E. No entanto, a orientação da haste do tumor no tórax do objeto simulador 4D permite que você obtenha filmes Anterior/Direito (axial) e Superior/Direito (coronal). Se você tiver uma versão mais antiga do software E2E, deverá ler nos filmes conforme mostrado na Figura 7.

Figura 7 Exemplo de análise do software E2E de filmes usados no objeto simulador da 4D Planning. As marcações em parênteses no filme indicam as suas verdadeiras orientações. O software de análise de filmes E2E foi atualizado para a 4D Planning

Análise dosimétrica para a estrutura crítica

Para efetuar uma revisão quantitativa dos cálculos de dose do *Accuray Precision* System, é possível exportar um arquivo DICOM RTDOSE e avaliá-lo com um software de terceiros. Além disso, você pode exportar arquivos DICOM do *Accuray Precision* System para o PC do *Accuray Precision* System com a ferramenta de exportação global do *Accuray Precision* System. Os arquivos DICOM exportados se encontram nas pastas `c:/accuray/blob/<patient ID>` (ID do paciente) no PC.

A Figura 8 na página 4A-12 mostra um exemplo de uso do ImageJ para realizar uma comparação qualitativa da dose na estrutura crítica entre os cálculos de dose 4D e 3D.

Figura 8 Comparação entre o cálculo de dose 4D (esquerdo) e o cálculo de dose 3D (direito) na estrutura crítica (caixa retangular)

Apêndice 5A: Transporte de elétron no Algoritmo de Cálculo de dos MC

Introdução

Este apêndice descreve o transporte de elétrons no algoritmo de Cálculo de Dose Monte Carlo (MC). Aborda os seguintes tópicos:

- “Interações de elétrons em um algoritmo MC geral” na página 5A-2
- “Transporte de elétrons em um algoritmo MC” na página 5A-4
- “Históricos de elétrons pré-gerados em algoritmos MC rápidos” na página 5A-5
- “Históricos de elétrons pré-gerados no algoritmo MC do Accuray Precision” na página 5A-6
- “Validação do algoritmo de transporte de elétrons MC do Accuray Precision” na página 5A-7
- “Resumo” na página 5A-19

Interações de elétrons em um algoritmo MC geral

Esta seção descreve os processos de interação de elétrons incluídos em um algoritmo geral de transporte de elétrons Monte Carlo. O número de interações individuais ocorre ao longo do rastro de um único elétron principal cuja matéria é muito grande para simular diretamente. Ocorrem colisões inelásticas e elásticas. O método de transporte de elétrons Monte Carlo simplifica os processos de interação em três tipos:

1. Colisões inelásticas, na qual a energia de qualquer partícula secundária produzida é menor do que um valor de corte. Toda a energia da partícula secundária é depositada muito próximo do local de interação; portanto, essas partículas não precisam ser transportadas separadamente. Essas colisões inelásticas de baixa energia são modeladas como uma desaceleração contínua do elétron principal e caracterizadas pela perda de energia por distância unitária, ou poder de parada.

   A perda total de energia é descrita pelo poder de parada colisional, S_c, e poder de parada radioativo, S_r, que são a energia perdida por distância unitária para interações de produção de elétrons e de fótons, respectivamente. Esses poderes de parada incluem a energia perdida na produção de partículas de baixa e de alta energia. As interações que produzem partículas de alta energia são consideradas separadamente; portanto, a energia perdida por desaceleração contínua é descrita pelo poder de parada restrito. O poder de parada restrito é definido como a energia perdida por distância unitária na produção de partículas com energia menor do que o corte:

   $$\tilde{S}_c \ , \tilde{S}_r$$

   Esta energia é depositada uniformemente ao longo do passo do elétron.

2. Colisões inelásticas, na qual a energia de qualquer partícula secundária produzida é maior do que o valor de corte descrito acima. Essas partículas secundárias depositam energia a grande distância do local de interação e, portanto, precisam ser transportadas separadamente. Por causa disso, o rastro do elétron principal é calculado como uma série de passos. Dentro de cada passo, o elétron perde energia por desaceleração contínua e, no final de cada passo, uma interação discreta poderá ocorrer na qual uma partícula secundária de alta energia é gerada. A probabilidade dessas interações é definida pela interação entre seções para dispersão de Møller, Bremsstrahlung, dispersão de Bhaba e aniquilação. Dados diferenciais entre seções dão a probabilidade relativa de cada interação como uma função da energia emitida pela partícula.

3. Colisões elásticas, na qual nenhuma energia é perdida. O efeito delas é modelado como uma mudança na direção do elétron no final de cada etapa. A mudança na direção do elétron no final de cada passo é uma função do número e eventos de dispersão elástica únicos dentro da distância do passo e a distribuição angular de eventos de dispersão únicos. Esta combinação é descrita pelo poder de dispersão linear, T_s, que é definido por

$$\bar{\vartheta}^2 = \int_0^t T_s(t')\,dt' \ldots \quad \textbf{(1)}$$

onde *t* é a distância do passo e $\bar{\vartheta}^2$ é o ângulo quadrado médio de dispersão no final do passo.

Transporte de elétrons em um algoritmo MC

Esta seção descreve a implementação desses processos para o transporte de elétrons dentro de um meio homogêneo em uma abordagem Monte Carlo geral.

1. No início de cada passo a energia do elétron, E_i, a posição do elétron e a direção do elétron são conhecidas.
2. Amostre a distância do passo até o próximo ponto de interação inelástica de alta energia, com base nos dados de interação entre seções. Isto define a distância do passo t_i. Se esta distância exceder um limite predefinido, então faça o truncamento da distância do passo neste limite e termine o passo sem nenhuma interação de alta energia.
3. No final deste passo, a energia perdida com desaceleração contínua é:

$$\Delta E_i = \tilde{S}_c(E_i)\,t_i + \tilde{S}_r(E_i)\,t_i \qquad \textbf{(2)}$$

4. Amostre o ângulo de dispersão pelo qual o elétron é dispersado no final deste passo, usando uma distribuição de probabilidade com base em $\bar{\vartheta}^2$.
5. Se necessário, calcule qual interação inelástica de alta energia ocorre no final do passo (usando seções cruzadas relativas de interação). Amostre a energia da partícula emitida usando dados diferenciais entre seções. Transporte esta partícula separadamente.
6. A energia do elétron no início do passo seguinte é dada subtraindo a perda por desaceleração contínua (veja a Etapa 3) e a interação discreta (veja a Etapa 5) de E_i.
7. A posição do elétron no início do passo seguinte é dada pela posição e direção no início deste passo (veja a Etapa 1) e a distância do passo (veja a Etapa 2).
8. A direção do elétron no início do passo seguinte é dada pela sua direção no início deste passo (veja a Etapa 1) e pelo ângulo de dispersão no final do passo (veja a Etapa 4).
9. Repita de Etapa 1 acima até que a energia do elétron esteja abaixo do corte e deposite sua energia remanescente no local atual.

O registro inteiro da energia inicial, energia perdida por desaceleração contínua, distância do passo, direção do passo, tipo de interação de alta energia no final do passo e descrição de partículas resultantes e perda de energia, para todos os passos no percurso de um único elétron formam o histórico do elétron.

Em algoritmos Monte Carlo rápidos, esses históricos podem ser pré-calculados em um objeto simulador homogêneo equivalente à água antes de serem aplicados ao cálculo de dose do paciente (por exemplo, [Ref. 1, Ref. 2, Ref. 3]), e esta é a abordagem usada no algoritmo do Sistema CyberKnife Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), conforme descrito abaixo.

Históricos de elétrons pré-gerados em algoritmos MC rápidos

Esta seção descreve a aplicação de um histórico de elétron pré-gerado em um meio homogêneo para um cálculo de dose em meio inomogêneo. Presuma que o material de referência, no qual o histórico foi pré-gerado, é água. Começando com o primeiro passo do elétron dentro do histórico, os seguintes ajustes aos processos descritos nas seções anteriores são necessários para calcular a dose absorvida no meio [Ref. 1].

Modificação na interação inelástica de alta energia

O número de partículas secundárias de alta energia emitidas dentro desta distância do passo em qualquer meio será diferente do que ocorre na água. Os dados de interação do final do passo podem ser modificados usando dados de interação entre seções para o meio apropriado e para a água. Essas partículas modificadas (em vez das partículas originais no histórico baseado em água) são transportadas.

Escalamento da distância do passo

A distância do passo no meio, t_i`, é dada por

$$t_i` = t_i \frac{1}{\rho_{medium} / \rho_{water}} \left[\frac{(S_c + S_r)}{\rho} \right]_{medium}^{water} \quad \textbf{(3)}$$

onde ρ é a densidade da massa. Portanto, a energia perdida total dentro do passo por desaceleração contínua é constante no meio, mas a distância do passo durante a qual a energia é depositada e, portanto, a energia depositada por distância unitária (ou por voxel) ao longo do passo é modificada.

Modificação do ângulo de dispersão

O ângulo de dispersão aplicado no final do passo é modificado pela amostragem de uma nova distribuição de probabilidade Esta nova distribuição difere da distribuição do ângulo de dispersão original na água pela adição de um fator de ponderação que é determinado pela diferença no ângulo quadrado médio de dispersão no meio e na água.

Históricos de elétrons pré-gerados no algoritmo MC do *Accuray Precision*

Esta seção descreve a aplicação de um histórico de elétron pré-gerado em um meio homogênio para um cálculo de dose em meio inomogêneo usando o algoritmo *Accuray Precision* System Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo). Os métodos de redução de variância usados neste algoritmo para melhorar a eficiência do cálculo incluem as seguintes modificações na abordagem geral descrita na seção anterior.

Modificação na interação inelástica de alta energia

Nenhuma modificação é feita nos dados de interação inelástica de alta energia pré-gerados. A mesma modificação é feita por Keall e Hoban [Ref. 2] e Kawrakow et al. [Ref. 1].

Escalamento da distância do passo

A Equação (3) na página 5A-5 é simplificada para

$$t_i` = t_i \frac{1}{\rho_{medium} / \rho_{water}} \quad \textbf{(4)}$$

A mesma modificação é usada por Keall e Hoban [Ref. 2].

Modificação do ângulo de dispersão

O ângulo de dispersão não é modificado nos dados pré-gerados. A mesma modificação é usada por Keall e Hoban [Ref. 2].

Considerando essas três modificações juntas, o algoritmo de transporte de elétrons do Sistema CyberKnife Monte Carlo pode ser considerado como o cálculo da dose para água de densidade variável em todos os pontos dentro do paciente. A diferença entre este cálculo e o cálculo da dose absorvida no meio é muito pequena em materiais biológicos, como demonstrado em “Validação do algoritmo de transporte de elétrons MC do Accuray Precision” na página 5A-7.

Validação do algoritmo de transporte de elétrons MC do *Accuray Precision*

Esta seção descreve a validação do algoritmo de transporte de elétrons empregado no algoritmo *Accuray Precision* System Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo).

Modificação de interação inelástica de alta energia (tecido mole, pulmão e osso)

Usando dados de interação entre seções, Kawrakow et al. [Ref. 1] estimaram que omitir esta modificação causa um erro máximo no cálculo da dose absorvida em qualquer ponto de 0,5% em osso (menor em tecido mole e pulmão) acima do intervalo total de energias de elétrons relevantes em oncologia de radiação e radiocirurgia.

Escalamento da distância do passo em tecido mole e pulmão

Tecidos biológicos diferentes de osso têm um número atômico efetivo que é similar ao da água. Note que isso inclui tecidos moles dentro do osso (por exemplo, tumores derivados de células não ósseas, como a maioria dos tumores metastáticos encontrados no osso, e medula óssea). Como resultado, seus poderes de parada e dispersão são muito parecidos com os da água.

A Tabela 1 mostra o poder irrestrito total de parada de massa avaliado para uma série de tecidos biológicos, excluindo o osso, com elétrons de 1,5 MeV. Esta energia é escolhida como a energia média aproximada do fóton dentro do espectro do feixe do Sistema CyberKnife. A variação da taxa do poder de parada no intervalo relevante de energias de elétrons é pequena. Por exemplo, em tecido mole masculino médio, a taxa do poder de parada varia entre 1,000 a 0,1 MeV e 1,010 a 6 MeV [Ref. 5].

A aproximação feita na Equação (4) na página 5A-6 leva a uma incerteza de 0,5% na energia depositada por distância do passo unitária em tecido mole médio e ≤1,6% em todos os tecidos. A incerteza declarada no poder de parada total de cada material é de 1–2% (em energias 0,1 MeV) [Ref. 5], o que dá uma incerteza na taxa de poder de parada de 1,4–2,8%. Essas incertezas são comparadas a, e na maioria dos casos maiores do que, as variações no poder de parada em todos os tecidos moles. Ignorando essas incertezas, Siebers et al. [Ref. 4] usaram o código MCNP Monte Carlo [1]para demonstrar que, quando com média acima do espectro de feixes de 6 MV, a diferença entre os poderes de parada irrestritos de colisão de massa para o meio e para a água é no máximo de 0,6% dentro do pulmão (incluindo interfaces entre pulmão e osso) e de 1,0% em tecido mole ICRU. O poder de parada de colisão é > 99% do poder de parada total neste intervalo de tecidos e nesta energia de feixe [Ref. 5].

1. Um aplicativo de software de cálculo Monte Carlo de finalidade geral foi desenvolvido no Los Alamos National Laboratory para a simulação de transporte de elétron, nêutron e fóton através de matéria.

Portanto, dentro de tecido mole e pulmão, o escalamento de distâncias de passo do elétron por densidade de massa relativa só resulta em uma diferença entre a dose absorvida pelo meio e a dose absorvida pela água de densidade variável calculada pelo algoritmo *Accuray Precision* System Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), que é comparável a ou menor do que a incerteza declarada dos dados de poder de parada.

Tabela 1 Dados da razão de poder de parada irrestrita total no tecido mole obtidos para energia de elétron de 1,5 MeV [Ref. 5]

Material	$\frac{S_c + S_r}{\rho}$ **(MeV-m^2/kg)**	$\left[\frac{(S_c + S_r)}{\rho}\right]_{medium}^{water}$
Água	0,184	1,000
Tecido mole médio (formulação ICRU44)	0,183	1,005
Pulmão (adulto inflado, formulação ICRU44)	0,187	0,984
Pulmão (adulto congestionado, formulação ICRU44)	0,183	1,005
Músculo (adulto esquelético, formulação ICRU44)	0,182	1,011

Escalamento de distância do passo no osso

O osso tem um número atômico efetivo significativamente mais alto que a água e, assim, a potência de parada e de difusão do osso diferem da água. A Tabela 2 mostra o poder irrestrito total de parada de massa avaliado para uma série de materiais ósseos com elétrons de 1,5 MeV. No osso cortical, a ausência de um termo de taxa de poder de parada na Equação (4) leva a uma subestimativa da distância do passo em aproximadamente 12% e, portanto, a uma superestimativa da dose absorvida pelo osso cortical em aproximadamente 12% porque a energia do passo do elétron é depositava em uma distância muito curta. Em outros ossos, o efeito é menos pronunciado, mas a mesma tendência sistemática é observada. A magnitude do efeito é maior do que a incerteza de cálculo nos dados de poder de parada. Siebers et al. [Ref. 4] demonstrou que o poder de parada irrestrito de colisão de massa do osso cortical é de 11,6–12,7% menor do que na água, quando calculada a média em um espectro de feixes de 6 MV.

Tabela 2 Dados da razão de poder de parada irrestrita total no osso obtidos para energia de elétron de 1,5 MeV [Ref. 5]

Material	$\frac{S_c + S_r}{\rho}$ **(MeV-m²/kg)**	$\left[\frac{(S_c + S_r)}{\rho}\right]_{medium}^{water}$
Água	0,184	1,000
Osso cortical (adulto, formulação ICRU44)	0,164	1,122
Crânio (adulto)	0,168	1,095
Fêmur (adulto de 30 anos)	0,174	1,057
Fêmur (adulto de 90 anos)	0,176	1,045
Quadril (médio, adulto)	0,171	1,076
Osso sacro (médio, adulto)	0,174	1,057
Corpo vertebral (médio)	0,173	1,064

Modificação no ângulo de dispersão em tecido mole, pulmão e osso

A razão de ângulos de dispersão quadrados médios no final de cada passo do elétron na água e no meio pode ser mostrada ao combinar a Equação (1) na página 5A-3 e a Equação (4) na página 5A-6 a ser dada por

$$\left[\bar{\vartheta}^2\right]_{medium}^{water} = \left[\frac{T_s}{\rho}\right]_{medium}^{water} \quad \textbf{(5)}$$

Tabela 3 mostra o poder de dispersão de massa para uma variedade completa de tecidos biológicos para elétrons de 1,5 MeV.

Pode-se ver que, em tecido mole, a variação está dentro de 5,7%. A variação da razão do poder de dispersão no intervalo relevante de energias de elétrons é pequena. Por exemplo, em tecido mole masculino médio, a razão do poder de dispersão varia entre 1,041 a 0,1 MeV e 1,054 a 6 MeV. A incerteza nos dados de poder de dispersão não é fornecida [Ref. 5]. O poder de dispersão dos ossos é significativamente maior do que o da água (26,5% no osso cortical). Esta diferença é maior do que a observada para qualquer tecido mole.

A implicação desta diferença é de que o rastro do elétron tem maior convolução em osso do que em água ou tecido mole e, portanto, ao omitir qualquer correção do ângulo de dispersão na dose absorvida pelo osso, ele é subestimado devido à subestimação do número de passos do elétron que atravessa cada voxel. Isto dá um erro, em oposição à superestimativa da dose no osso resultante da modificação do poder de parada descrito na “Escalamento da distância do passo” na página 5A-6 acima. O resultado destes dois efeitos opostos pode ser demonstrado experimentalmente usando simulação Monte Carlo (com e sem as modificações aplicadas) e por comparação do cálculo de Monte Carlo (com as modificações aplicadas) com relação à medição.

Tabela 3 Dados da razão do poder de dispersão de massa em tecidos moles obtidos para energia de elétron de 1,5 MeV [Ref. 5]

Material	$\frac{T_s}{\rho}$ **(radiano^{2}m^2/kg)**	$\left[\frac{T_s}{\rho}\right]_{medium}^{water}$
Água	0,186	1,000
Tecido mole médio (formulação ICRU 44)	0,176	1,057
Pulmão (adulto inflado, formulação ICRU 44)	0,184	1,011
Pulmão (adulto congestionado, formulação ICRU 44)	0,185	1,005
Músculo (adulto esquelético, formulação ICRU 44)	0,182	1,022
Osso cortical (adulto, formulação ICRU 44)	0,253	0,735
Crânio (adulto)	0,235	0,791
Fêmur (adulto de 30 anos)	0,213	0,873
Fêmur (adulto de 90 anos)	0,204	0,912
Quadril (médio, adulto)	0,224	0,830
Osso sacro (médio, adulto)	0,212	0,877
Corpo vertebral (médio)	0,215	0,865

A Figura 1 na página 5A-11 mostra uma comparação dos cálculos de dose axial central para o colimador de 60 mm realizada em um objeto simulador contendo água e osso cortical (ρ = 1,8 g/cc) no Fox Chase Cancer Center. O simulador contém camadas de água e material ósseo. O osso está entre os pares de linhas coloridas mostradas (ou seja, osso em 2,9 – 3,1 cm, 4,9 – 5,5 cm, 6,9 – 7,9 cm, 8,9 – 10,9 cm, 12,9 – 17,9 cm).

Figura 1 Cálculos de dose MCSIM e Monte Carlo e de eixo central

Um cálculo é executado usando o algoritmo MCSIM Monte Carlo, que inclui correção de distância de passo do poder de parada e correção do ângulo de dispersão para calcular a dose absorvida pelo meio. O outro é executado usando o algoritmo de *Accuray Precision* System Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo), que calcula a dose em água de densidade variável. Ambos os cálculos são executados usando a mesma incerteza (< 0,2% em todas as profundidades além de Dmax) e tamanho do voxel. É garantido o registro perfeito entre os dois cálculos. A diferença média entre a dose absorvida pelo meio em cada ponto calculado pelo MCSIM e a dose absorvida pela água de densidade variável calculada pelo algoritmo *Accuray Precision* System Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) é de 0,6% (da dose máxima) em todos os materiais.

Há uma diferença levemente maior (≤ 3,2%) dentro de uma região de 1–2 mm imediatamente acima de cada interface água:osso e osso:água. Isto é causado por diferenças entre dispersão reversa de elétrons, que não é modelada atualmente no cálculo de água de densidade variável. Mesmo ao incluir essas regiões de interface, a diferença média entre os dois cálculos dentro do osso é somente 0,4% maior do que a diferença dentro da água (0,5% na água, 0,9% no osso).

A Figura 2 na página 5A-12 até a Figura 5 na página 5A-14 mostra uma comparação do cálculo de dose absorvida ao longo do eixo central do feixe usando o algoritmo do *Accuray Precision* System Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) e medições realizadas usando um filme radiocrômico em um objeto simulador de água sólida com uma camada de material ósseo substituto (ρ = 1,42 g/cc). A incerteza solicitada do cálculo foi de 1% na dose máxima. Em comparação ao experimento com base em Monte Carlo descrito anteriormente, uma incerteza adicional significativa é introduzida em qualquer experimento com base em medição. Isso inclui i) incerteza no número CT com base na calibração de densidade na qual o cálculo de Monte Carlo é baseado (incluindo os efeitos do artefato de imagem), ii) diferenças muito grandes nas resoluções de cálculo e medição (ou seja, tamanho do voxel versus resolução espacial do filme) e iii) erro no alinhamento do resultado do filme e dos dados de Monte Carlo.

Figura 2 Cálculo da dose de eixo central Monte Carlo comparada com medição de filme radiocrômico em um objeto simulador água–osso–água sólida (5 mm)

Figura 3 Cálculo da dose de eixo central Monte Carlo comparada com medição de filme radiocrômico em um objeto simulador água–osso–água sólida (10 mm)

Figura 4 Cálculo da dose de eixo central Monte Carlo comparada com medição de filme radiocrômico em um objeto simulador água–osso–água sólida (30 mm)

Figura 5 Cálculo da dose de eixo central Monte Carlo em comparação com a medição de filme radiocrômico em um objeto simulador de água–osso–água sólida (60 mm)

Figura 6 na página 5A-15 a Figura 9 na página 5A-16 mostram os resultados de um experimento similar usando um objeto simulador de poliestireno contendo uma camada de material equivalente a osso cortical (ρ=1,84 g/cc). O filme radiocrômico é essencialmente equivalente à água e foi calibrado para medir a dose absorvida pela água. Portanto, ele fornece uma medição da dose absorvida pela água no meio em todos os pontos [Ref. 4]. É aparente que, dentro do osso, a dose absorvida calculada por água de densidade variável é significativamente menor do que a dose absorvida medida pela água no meio. A dose absorvida pela água no meio pode ser convertida para dose absorvida pelo meio multiplicando o resultado pela razão de poder de parada irrestrito de colisão de massa meio:-água [Ref. 4, Ref. 6]. Este fator de correção foi calculado (consulte a Tabela 4) e aplicado. Os resultados estão incluídos na Figura 2 na página 5A-12 e Figura 3 na página 5A-13.

Figura 6 O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) quando comparado com medições de filme radiocrômico em um objeto simulador de poliestireno–osso cortical–poliestireno (7,5 mm)

Figura 7 O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) quando comparado com medições de filme radiocrômico em um objeto simulador de poliestireno–osso cortical–poliestireno (10 mm)

Figura 8 O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) quando comparado com medições de filme radiocrômico em um objeto simulador de poliestireno–osso cortical–poliestireno (20,0 mm)

Figura 9 O algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) quando comparado com medições de filme radiocrômico em um objeto simulador de poliestireno–osso cortical–poliestireno (40 mm)

Em todos os casos, a medição corrigida, representando a dose absorvida pelo meio, está em acordo muito maior com a dose calculada do que com a dose absorvida (não corrigida) pela água em medição de filme de meio. No simulador de água sólida-osso (consulte a Figura 2 na página 5A-12 à Figura 5 na página 5A-14), a concordância média dentro do osso entre a medição corrigida e a dose calculada é de 1,0%, o que é muito similar à concordância média de 0,8% dentro da água sólida (excluindo a região de acúmulo) e é menor do que as incertezas medidas e do cálculo. No simulador de poliestireno-osso, a concordância média dentro do osso é ligeiramente pior (1,6%), mas, novamente, é muito similar à concordância média de 1,2% dentro do poliestireno (excluindo a região de acúmulo). Pode-se ver que a diferença entre a medição e o cálculo em interfaces osso:tecido é maior nestes resultados do que o esperado dos resultados de Monte Carlo apresentados na Figura 1 na página 5A-11. Isto deve-se, em parte, às incertezas adicionais envolvidas em uma medição com relação ao experimento de cálculo descrito acima. Isto é exemplificado pelo fato de que a tendência nos dados (por exemplo, se a medição do filme é ligeiramente maior ou menor do que o cálculo) não é consistente entre vários experimentos.

Tabela 4 Capacidades de parada irrestritas de colisão de massa para elétrons de 5–30 MeV [Ref. 6] e elétrons gerados em um feixe de fótons 10 x10 cm de 6 MV do LINAC [Ref. 4] em dois materiais ósseos

Material	$\left[\frac{S_c}{\rho}\right]_{water}^{medium}$ **[Ref. 6] (derivado de [Ref. 1])**	$\left[\frac{S_c}{\rho}\right]_{water}^{medium}$ **[Ref. 4]**	$\left[\frac{S_c}{\rho}\right]_{water}^{medium}$ **(usado neste trabalho)**
material equivalente a osso (=1,42 g/cc)	0,942	0,940[1]	0,941
material equivalente a osso cortical (=1,84 g/cc)	0,902	0,895	0,899

1. Este ponto de dados é calculado por interpolação linear entre os dados apresentados pelos autores para materiais ósseos de densidade 1,18 g/cc e 1,85 g/cc.

Aplicação dessas modificações a materiais não biológicos

“Históricos de elétrons pré-gerados no algoritmo MC do Accuray Precision” na página 5A-6, descreve modificações no escalamento da distância do passo, cálculo do ângulo de dispersão no final do passo e cálculo de interação inelástica de alta energia no final do passo, que são empregados dentro do algoritmo do *Accuray Precision* System.Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo)

“Escalamento da distância do passo em tecido mole e pulmão” na página 5A-7 a “Modificação no ângulo de dispersão em tecido mole, pulmão e osso” na página 5A-9 apresentam dados para validar essas modificações no transporte de elétrons quando aplicadas a materiais biológicos, incluindo tecido mole, pulmão e osso.

Note, no entanto, que a validade dessas modificações deteriora-se em materiais não biológicos, particularmente em metais que tenham um número atômico alto. Portanto, a diferença entre o cálculo de dose absorvida pela água de densidade variável realizada por este algoritmo e a dose absorvida pelo meio pode ser substancial em materiais não biológicos. Por exemplo, Kawrakow et al. [Ref. 1] estimam que a modificação discutida na seção **“Modificação na interação inelástica de alta energia” na página 5A-6** causa um erro sistemático de 5% em um cálculo de dose absorvida pelo meio para elétrons de 10 MeV.

Resumo

Um método completo de transporte de elétrons para cálculo de dose absorvida por meio inomogêneo em um algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) geral é descrito em “Interações de elétrons em um algoritmo MC geral” na página 5A-2 a “Históricos de elétrons pré-gerados em algoritmos MC rápidos” na página 5A-5.

O método de transporte de elétrons simplificado e, portanto, mais rápido descrito nos resultados do “Históricos de elétrons pré-gerados no algoritmo MC do Accuray Precision” na página 5A-6 no algoritmo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) que calcula a dose absorvida pela água de densidade variável. É mostrado em “Validação do algoritmo de transporte de elétrons MC do Accuray Precision” na página 5A-7 que este cálculo é essencialmente equivalente ao cálculo de dose absorvida pelo meio do Monte Carlo convencional, conforme descrito em AAPM TG105 [Ref. 6]. A diferença entre os dois cálculos é maior dentro do osso, devido às diferenças significativas entre os poderes de parada e de dispersão relativas à água. Um experimento de Monte Carlo demonstra que a concordância média do algoritmo *Accuray Precision* System Monte Carlo e um algoritmo Monte Carlo completo é de 1,0% dentro de osso cortical (ρ = 1,8 g/cc). Medições de filme radiocrômico demonstram uma concordância medida com cálculo em osso de 1,0% (ρ = 1,42 g/cc) e 1,6% (ρ = 1,84 g/cc) em todos os tamanhos de campo. Isto deverá ser comparado com relação à incerteza declarada nos dados básicos de poder de parada e de dispersão usados nos cálculos de dose absorvida pelo meio (1–2% em poder de parada para cada material [Ref. 5]) e a incerteza aleatória do cálculo típico de dose do paciente de aproximadamente 2% no ponto de dose máxima.

Este nível de concordância entre a dose absorvida pela água de densidade variável e a dose absorvida pelo meio é aplicável somente a tecidos biológicos. Dentro de materiais inorgânicos com número atômico efetivamente mais alto, como implantes de próteses de metal, a concordância será degradada.

Referências

1. Kawrakow I, Fippel M, Friedrich K. 3D electron dose calculation using a voxel based Monte Carlo algorithm. *Medical Physics* 1996;23(4):445-457.
2. Keall PJ, Hoban PW. Superposition dose calculation incorporating Monte Carlo generated electron track kernels. *Medical Physics* 1996;23(4):479-485.
3. Li JS, Pawlicki T, Deng J, Jiang SB, Mok E, Ma CM. Validation of a Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol*. 2000;45:2969-2985.
4. Siebers JV, Keall PJ, Nahum AE, Mohan R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol*. 2000;45:983-995.
5. ICRU Report 46 (1992) Photon, electron, proton, and neutron interaction data for body tissues. ICRU Publications, Bethesda, MD.
6. Chetty II, Curran B, Cygler JE, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo–based photon and electron external beam treatment planning. *Medical Physics* 2007;34(12):4818-4853.

Apêndice 5B: Resultados do cálculo da dose para tratamentos CyberKnife típicos

Introdução

Este apêndice ao Capítulo 5, “Algoritmos para cálculo e exibição da dose”, descreve os resultados do cálculo da dose para os treinamentos usando o Sistema CyberKnife. Três tipos de casos de tratamento são apresentados para ilustrar os resultados típicos do algoritmo de cálculo de dose Ray-Tracing (RT) e do algoritmo de cálculo de dose de Monte Carlo (MC). Para cada caso, um plano foi gerado para o Colimador Iris, que é avaliado usando RT e MC. Estes exemplos ilustram as semelhanças e as diferenças entre os dois algoritmos de cálculo de dose. Os três casos são:

- “Objeto simulador homogêneo com feixe único” na página 5B-2
- “Um Caso Intracraniano: Vestibular Schwannoma” na página 5B-5
- “Plano de tratamento para o pulmão” na página 5B-8

Objeto simulador homogêneo com feixe único

Este caso mostra a distribuição de dose típica para um único feixe. Um feixe do colimador é o alvo próximo do centro de um objeto simulador retangular. O feixe é configurado de forma que seja perpendicular à superfície do objeto simulador. A dose foi definida para 1.000 cGy (com base no algoritmo Ray-Tracing), de tal forma que a dose passa através do alvo. Para este caso, a dose máxima será de aproximadamente 15 mm sob a superfície do objeto simulador.

A distribuição da dose para o plano Iris de 30 mm é calculada três vezes.

A Figura 1 mostra a distribuição da dose para o plano Iris usando o cálculo de dose Ray-Tracing. Esta figura e as outras duas para este plano mostram as linhas de isodose a 300, 600, 800, 1.000 e 1.200 cGy. Observe que o contorno vermelho é 1.000 cGy e passa pelo alvo, conforme esperado.

A Figura 2 mostra o resultado de um cálculo da dose Monte Carlo de resolução média a 2,0% de incerteza na dose máxima. A linha 1.000 cGy passa pelo alvo, então, a dose absoluta é consistente com o cálculo de Ray-Tracing. Conforme pode ser visto, as curvas de isodose aparecem barulhentas. Este ruído é causado pela natureza estocástica do algoritmo Monte Carlo.

A Figura 3 mostra o resultado de um cálculo da dose Monte Carlo de resolução média a 1,0% de incerteza na dose máxima. O ruído, embora menos proeminente, ainda aparece nas linhas de isodose.

Figura 1 Exemplo de plano de tratamento de feixe único calculado usando um cálculo da dose de Ray-Tracing de alta resolução para o Colimador Iris

Figura 2 Exemplo de plano de tratamento de feixe único calculado usando um cálculo de dose Monte Carlo de resolução média para o Colimador Iris (2,0% de incerteza)

Figura 3 Exemplo de plano de tratamento de feixe único calculado usando um cálculo de dose Monte Carlo de resolução média para o Colimador Iris (1,0% de incerteza)

Um Caso Intracraniano: Vestibular Schwannoma

Um caso de vestibular schwannoma serve como um exemplo extracraniano para comparar os cálculos da dose. Neste caso, o protocolo de tratamento é 600 cGy por fração para 3 frações.

A Figura 4 mostra fatias axiais e coronais e o DVH para um cálculo da dose de RT de alta resolução para este problema. As curvas de isodose são mostradas para 1.800, 1.500, 1.200, 800 e 400 cGy. 1.800 cGy cobre mais de 95% do tumor.

A Figura 5 mostra as mesmas fatias axial e coronal e o DVH para um cálculo de dose MC de alta resolução com 1,0% de incerteza. Como se pode ver, 1.800 cGy não cobre completamente o tumor, mas cobre mais de 85%. A forma e o tamanho das linhas de isodose são semelhantes para Monte Carlo e Ray Tracing, mas a dose é levemente mais baixa para o algoritmo MC. Provavelmente, a dose reduzida é por causa dos efeitos do osso ao redor da cóclea, perto do tumor. Como pode ser visto, as curvas de isodose de Monte Carlo para este plano de feixe 79 não são tão ruidosas quanto os feixes de incerteza similares eram para o plano de feixe único.

Nodes	32	Beams	79		
Total MU	11961.4	Min MU	22.5	Max MU	247.4
Max Dose (cGy)	2093.02	Estimated Treatment Time Per Fraction (minutes)			22

Dose Statistics Table | Dx Vx Values | Plan Information

Name	Min (cGy)	Mean (cGy)	Max (cGy)	CI	nCI	HI	Coverage (%)
AN	1697.72	1943.73	2093.02	1.12	1.16	1.16	96.87
brainstem	11.97	118.99	956.62	n/a	n/a	n/a	n/a
[AN] Shell 1	242.16	663.53	1173.19	n/a	n/a	n/a	n/a
[AN] Shell 2	41.46	266.01	632.86	n/a	n/a	n/a	n/a

Figura 4 Exemplo de cálculo da dose de Ray Tracing para um caso vestibular schwannoma

Figura 5 Exemplo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para um vestibular schwannoma

Plano de tratamento para o pulmão

Os cálculos de dose para um tratamento de CyberKnife Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) são mostrados na Figura 6 e na Figura 7. Este plano é um câncer de pulmão de células não pequenas de estágio 1 localizado centralmente. As duas figuras mostram um plano Iris. Neste caso, a dose da prescrição é 5.000 cGy, e a dose deve ser aplicada em 5 frações.

A Figura 6 exibe o cálculo da dose de RT de alta resolução. As linhas de isodose 5.000 (vermelha), 4.000 (amarela), 3.000 (magenta), 2.000 (roxa) e 1.000 (ciano) cGy são mostradas em fatias axial e coronal. Essas imagens mostram que 5.000 cGy cobre suficientemente o tumor (branco). A dose máxima é de 6.100 cGy.

A Figura 7 mostra o cálculo da dose MC de resolução média com 1% de incerteza. São exibidas as mesmas linhas isodose que a figura RT. Observe nas duas imagens que a curva de 5.000 cGy é muito pequena. Na verdade, a dose máxima calculada para o plano foi reduzida para 5.150 cGy. Este exemplo ilustra o ponto fraco da suposição de equilíbrio da difusão lateral do algoritmo de cálculo da dose de RT e é normal dos resultados diferentes que se pode ver, ao compara RT e MC para um tumor no pulmão.

Figura 6 Exemplo de cálculo da dose de RayTracing para um tratamento de SBRT de pulmão

Figura 7 Exemplo Monte Carlo Dose Calculation (Cálculo de dose Monte Carlo) para um tratamento de SBRT de pulmão

Glossário

Acrônimos e abreviações

2D – Bidimensional	**MLC** – Colimador multilâminas (somente sistema M6)
3D – Tridimensional	**MR (MRI)** – Imagem por Ressonância Magnética
3DRA – Angiografia Rotacional 3D	**MU** – Unidade do Monitor
4D – Quadridimensional (dimensões tridimensionais acrescidas de tempo)	**OAR** – Razão de Fora do Eixo ou Órgão de Risco
cGy – Centigray	**OIS** – Sistema de Informações de Oncologia
CI – Índice conformacional	**PDD** – Profundidade da Dose em Porcentagem
CT – Tomografia computadorizada	**PDP** – Programa de Detecção de Proximidade
CTV – Volume de Destino Clínico	**PT (PET)** – Tomografia por Emissão de Pósitrons
DICOM – Aquisição e Comunicação de Imagens Médicas Digitais	**PTV** – Volume do Alvo de Planejamento
DOF – Grau de Liberdade	**ROI** – Região de Interesse
DRR – Radiografia Reconstruída Digitalmente	**RT** – Radioterapia
DVH – Histograma de volume em função da dose	**RTDOSE** – Dose de Radioterapia
E2E – End-to-End (como em teste End-to-End)	**RTSSET** – Definição de Estrutura de Radioterapia
ESCC – Chassi de Controle de E-Stop (Parada de Emergência)	**SAD** – Distância Entre Fonte e Eixo
FCA – Acessório de Colimador Fixo	**SGI** – Silicon Graphics Incorporated (se refere ao computador de administração do tratamento de determinados sistemas)

FFP – Prono, pés primeiro	**SPDP** – Programa de Detecção da Proximidade Complementar
FFS – Decúbito Dorsal, Pés Primeiro	**SRS** – Radiocirurgia Estereotáxica
FOV – Campo de Visão	**SSD** – Distância Entre Fonte e Superfície
FSPB – Pencil Beam (feixe lápis) de Tamanho Finito	**TDS** – Sistema de Administração do Tratamento
HFP – Prono, Primeiro Cabeça	**TLS** – Sistema de Localização de Alvo
HFS – Decúbito dorsal, primeiro cabeça (HFS)	**TPS** – Sistema de planejamento do tratamento
IFCC – Chassi da Interface de Controle	**TTV** – Volume de Rastreamento do Alvo
ITV – Volume de Alvo Interno	**UPS** – Fonte de Alimentação Ininterrupta
ITTV – Volume de Rastreamento do Alvo Interno	**VOI** – Volume de Interesse
LINAC – Acelerador Linear	**XA** – Angiografia de Raios X
MCC – Chassi de Controle do Modulador	**XRS** – Fontes de Raios X

Definições

A . B . C . D . E . F . G . H . I . L . M . N . O . P . Q . R . S . T . U . V

6 Graus de liberdade

Refere-se ao movimento no espaço 3D definido usando um sistema de coordenadas cartesianas com 6 parâmetros que representam translação (X, Y e Z) e rotação (r para rotação no eixo x, p para rotação no eixo y e w para rotação em torno do eixo y). X, Y e Z representam os três eixos cartesianos. Consulte Graus de liberdade (DOF).

A

Abreviações de alinhamento do paciente

Tabela 1 Abreviações de alinhamento do paciente

POS – ANT:	Posterior/Anterior	ROTAÇÃO AO REDOR DO EIXO X:	Esquerda/Direita
SUP – INF:	Superior/Inferior	ROTAÇÃO AO REDOR DO EIXO Y:	Cabeça Para Cima / Cabeça Para Baixo
LFT – RGT:	Esquerda/Direita	ROTAÇÃO AO REDOR DO EIXO Z:	Horário/Anti-horário

Acelerador

A parte do LINAC que acelera os elétrons a partir de um canhão em um feixe de elétrons de alta energia. Consulte LINAC e Guia de ondas.

Alvo

No Sistema CyberKnife são mencionados dois alvos diferentes:

- Dentro do LINAC, um feixe de elétrons de 6 MeV aponta para um alvo de tungstênio para gerar Raios X de 6 MV.
- O feixe de raios X aponta para um segundo alvo, o tumor do paciente.

Aquisição e Comunicação de Imagens Médicas Digitais (DICOM)

Um padrão de dados usados para transferir imagens médicas e estudos de planejamento de radioterapias a partir de um scanner de imagens médicas ou de uma estação de trabalho de marcação de contornos para o Sistema CyberKnife por meio de uma rede, antes do plano do tratamento.

Área de trabalho

A área de trabalho é o conjunto de configurações que o robô de tratamento pode assumir sem entrar em uma região proibida. Uma região proibida é um obstáculo mais qualquer área intermediária ao redor do obstáculo. Os obstáculos definidos na área de tratamento incluem o paciente, a mesa de tratamento, pedestais de câmaras (dos detectores de imagens de raio X), piso e teto.

Área fria

Uma região que está sendo irradiada e recebe uma subdose de radiação.

Axial

Um plano axial divide o corpo em segmentos superiores e inferiores. Isso é similar ao ato de se fatiar um pão de forma começando na parte de cima e continuar fatiando sucessivamente as porções em direção à parte de baixo.

B

Ball-cube

O Ball-cube é uma ferramenta de GQ concebido pela Accuray Incorporated para as medições da precisão estereotáxica do alvo. Trata-se fisicamente de um cassete de filme de plástico ABS usado para prender duas peças de um filme radiocrômico. Os filmes com entalhes são colocados de modo ortogonal no Ball-cube. O Ball-cube mede 2,5 pol. (6,35 cm) de cada lado e contém uma bola de acrílico com diâmetro de 1,25 polegadas (3,175 cm), que é visível na imagem de TC e usada como um alvo do tratamento.

Banda X

Um espectro de frequência na banda de micro-ondas. O magnétron do LINAC opera em banda X. As micro-ondas de banda X são usadas no LINAC do Sistema CyberKnife porque permite componentes menores do LINAC montados no robô de tratamento em relação aos que têm banda de frequência mais baixa. Os aceleradores LINAC normalmente usam a banda S de frequência mais baixa.

C

Cabeçote de raios X

A porção do LINAC montada na extremidade do braço do robô de tratamento e que fornece o feixe radiocirúrgico de raio X.

Cálculo da dose

Calcular as Unidades do Monitor (MUs) a serem emitidas pelo LINAC para cada feixe para irradiar o tumor com a dose prescrita.

Canhão

O canhão de elétrons no LINAC que injeta um feixe de elétrons de baixa energia no acelerador. O canhão é um tubo de vácuo que consiste em:

- Cátodo com um aquecedor de filamento para produzir elétrons
- Grade de controle para ligar e desligar o feixe de elétrons
- Ânodo para o fornecimento da aceleração inicial do feixe.

A fonte de alimentação de alta tensão fornece uma tensão negativa para o cátodo.

Canhão de elétrons

Consulte Canhão.

Centigray (cGy)

A unidade da dose de e radiação igual ao rad, 1/100 de um Gray. A dose de radiação é uma medida de energia da radiação depositada por unidade de massa.

Centro da máquina

O centro da máquina é um ponto de referência físico, escolhido durante a instalação do sistema, localizado no centro da área de tratamento de pacientes. A origem da sistema de coordenadas do robô está localizada no centro da máquina.

O centro da máquina oferece um ponto de referência para a calibração do robô de tratamento. Durante a instalação do sistema e em outras ocasiões quando se faz necessária à calibração do sistema, o centro da máquina é usado para oferecer um ponto de referência preciso para corrigir o arquivo do nó computado. Ou seja, todos os feixes do LINAC são corrigidos de forma a apontarem precisamente para o mesmo ponto, o centro da máquina. A Unidade de Alinhamento do Laser (LAU) é usada para executar essa calibração. Consulte Sistema de coordenadas do robô, Centro de alinhamento e Isopost.

Centro de alinhamento

O centro de alinhamento é um ponto definido no Sistema de coordenadas IEC_P (International Electrotechnical Commission patient) pelo *Accuray* Precision System, baseado nos diferentes requisitos de cada modo de rastreamento. Durante a fase de alinhamento do paciente da administração do tratamento, o centro de alinhamento está alinhado com o centro da máquina no sistema de coordenadas do robô. Consulte Centro da máquina.

Centroide

O ponto ao redor do qual os feixes presumidamente se movem em relação ao ciclo respiratório. Esse ponto é apenas referente aos casos do Synchrony, pois se assume que para os outros casos a imagem móvel deforma, mas não translada em relação ao alvo dos feixes.

Chassi de controle da interface (IFCC)

Para o sistema VSI, o IFCC é um subsistema que desempenha duas funções:

- Liga e desliga o LINAC e monitora o status do LINAC
- Serve como um registro central de hardware para todas as E-Stops.

O controle de ligação e desligamento do LINAC é realizado sob comando do computador host e o status do LINAC e as E-Stops são retornadas ao computador host.

Chave liga/desliga

A chave de ativação da radiação no painel de controle do operador. Quando ligada, transmite ao LINAC o comando de “ativar a alta tensão” para a aplicação do tratamento, simulação ou calibração.

Colimador

Os raios X irradiam-se em todas as direções quando um feixe de elétrons atinge um alvo. Como os raios X não podem ficar centrados, colimadores de metais pesados são usados para bloquear a porção indesejada de radiação de forma a criar um feixe mais estreito.

O LINAC tem dois colimadores, um colimador principal fixo e um colimador secundário intercambiável. O colimador principal circunda o alvo dos raios X e limita o feixe de raios X a um cone estreito dirigido para frente. Colimadores secundários podem ser acoplados ao cabeçote de raio X para produzir feixes de diferentes dimensões.

12 colimadores fixos intercambiáveis com aberturas (em milímetros) de 5, 7,5, 10, 12,5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 60 (definidos à distância de 80 cm da fonte de raio X) oferecem flexibilidade e comodidade durante o processo de planejamento do tratamento. Os colimadores fixos são acoplados ao compartimento do colimador secundário, que é montado no cabeçote do raio X. Os colimadores fixos produzem um feixe com uma seção transversal. Cada colimador fixo tem um comprimento diferente em incrementos de 1/16 polegadas (1,5875 mm) com base na sua abertura. O LINAC contém dois potenciômetros lineares independentes para detectar o comprimento do colimador fixo que estiver instalado no momento. O tratamento não prosseguirá se o colimador errado estiver instalado.

O Iris Variable Aperture Collimator opcional fornece as mesmas 12 aberturas dos colimadores fixos. A abertura do Colimador Iris é ajustável sob o controle de computador. Ele contém 2 bancos hexagonais empilhados de segmentos de tungstênio que, juntos, produzem uma abertura de 12 lados (um dodecágono regular). O Colimador Iris permite a consolidação de vários conjuntos de trajetos com vários colimadores fixos em um único conjunto de trajeto. Usando os segmentos de tungstênio para ajustar rapidamente a abertura, o Colimador Iris pode aplicar feixes de vários tamanhos de cada posição do LINAC.

O Multileaf Collimator (Colimador multilâminas) opcional é um colimador de feixe secundário composto de dois bancos opostos de atenuadores de feixe. Cada banco está formado por 41 folhas individuais que podem se mover de modo independente. Usado para dar forma ao feixe de radiação para as aberturas irregulares definidas durante o planejamento do tratamento.

O colimador também é usado em cada fonte de imagens de raios X para minimizar a exposição do paciente.

Conformal

A extensão em que a dose do tratamento radiocirúrgico está restrita ao volume do alvo, poupando o tecido sadio circundante, que pode ser crítico ou sensível à radiação.

Consulte também Dose.

Coronal

Uma imagem frontal do corpo. Um plano coronal divide o corpo em segmentos frontais e posteriores.

D

Decúbito dorsal, pés primeiro (FFS)

Uma posição do paciente na qual o paciente está em decúbito dorsal com os pés em direção ao robô do Sistema CyberKnife.

Densidade de massa

A massa por volume de unidade em unidade g/cm^3.

Densidade Relativa de Elétrons

O valor de densidade de elétrons para um determinado número de TC relativo à densidade de elétrons da água.

Detectores de raios X

Detectores de imagens constituídos de um painel plano de silício amorfo usados pelo computador do sistema de localização de alvo para obter imagens para alinhamento do paciente e rastreamento de movimentos.

Distância Entre Fonte e Eixo (SAD)

Para o Sistema CyberKnife, SAD é definido como a distância da fonte de raio X do LINAC a qualquer ponto no eixo central do feixe ou a um plano perpendicular ao eixo do feixe no qual algum aspecto do feixe de radiação ou da geometria está sendo definido, caracterizado ou medido. A SAD é sempre medido ao longo do eixo do feixe.

Distância Entre Fonte e Superfície (SSD)

Medida ao longo do eixo central do feixe de radiação do LINAC. A distância da fonte de raio X do LINAC a uma superfície que serve de referência para descrever a geometria e a direção de incidência do feixe de radiação. A "superfície" pode ser definida pela superfície de entrada na pele do paciente ou o limite mais próximo de um simulador sólido, a superfície da água de um simulador de água ou a acumulação em torno de um detector de radiação.

Dmax

A profundidade máxima atingida pela dose de radiação em água ou em material equivalente à água, como um tecido mole.

Dose

Uma medida da exposição de radiação acumulada.

E

E-Stop

Parada de emergência. Pressionar um botão E-Stop (Parada de emergência) manualmente executa uma parada de emergência. Um botão E-Stop (Parada de emergência) realiza a mesma função que o intertravamento do software. Porém, reage diretamente com o hardware do Sistema CyberKnife para interromper a operação. O movimento da mesa de tratamento, o movimento do robô de tratamento, a captura de imagem de raio X e a administração de radiação são imediatamente encerrados e a alta voltagem para o LINAC é desativada.

Erro irrecuperável

Um erro que causa uma parada de emergência ou intertravamento. A energia do equipamento deve ser renovada para restaurar o E-Stop após a resolução do erro.

Erro recuperável

Um erro que causa uma parada de emergência ou intertravamento. Uma vez resolvido o erro, o tratamento pode ser retomado.

ESCC (Chassi de controle de parada de emergência)

A unidade central responsável pelo tratamento das paradas de emergência. Consulte E-Stop.

Estereotáxico

Qualquer dispositivo que guia com precisão um instrumento cirúrgico no espaço. Forma adjetiva de estereotaxia. Consulte Estereotaxia.

Estereotaxia

A estereotaxia é um ramo da neurocirurgia que utiliza informações espaciais fornecidas por estudos neurorradiológicos para tratar com grande precisão determinados transtornos do sistema nervoso central. Consulte Estereotáxico.

Etapa

Um grupo de funções no *Accuray Precision* System organizado em uma única apresentação da interface do usuário (tela).

F

Fantasma

Um substituto físico ou matemático do paciente. Um cubo de filmes fotográficos 3D é colocado no fantasma no volume determinado. O filme exposto mostra a distribuição da dose aplicada durante a execução de uma simulação.

O simulador com o cubo de filmes é usado para executar vários testes Garantia da Qualidade. Em um teste End-to-End, é gerada uma imagem de TC de um simulador dosimétrico e é criado no conjunto de filmes um plano para tratar o local especificado. Após a irradiação do fantasma, o conjunto de filmes é lido e é feita uma comparação entre o local do tratamento planejado e o centro da dose aplicada. Dessa forma testa-se toda a precisão do sistema. Consulte Ball-cube.

Fantasma de água

Um dispositivo para a medida precisa da radiação usado para a caracterização e calibração dos feixes do LINAC. Cada LINAC difere do outro. No Sistema CyberKnife, o feixe de cada colimador é caracterizado usando um objeto simulador de água e os dados coletados são armazenados em um arquivo do sistema. Esses dados de feixe são usados no planejamento do tratamento para determinar qual a dose a ser aplicada.

Feixe

O Sistema CyberKnife usa três feixes de raios X: o feixe para radiocirurgia de alta energia terapêutica (6 MV) emitido pelo LINAC e dois feixes de diagnóstico de baixa energia usados para a geração de imagens. Consulte LINAC, Fonte de raio X (XRS) e Colimador.

Fiduciais

Referências artificiais (como sementes de ouro ou parafusos de aço inoxidável) implantados nos tecidos ou próximos aos tecidos a serem submetidos à radiocirurgia. Esses marcadores são usados como pontos de referência artificiais pelo sistema de imagens.

Filme do tipo EBT

Um tipo de filme radiocrômico para medição fabricado pela Ashland, Inc ((http://www.ashland.com). Consulte também Ball-cube e Filme Gafchromic. Os filmes EBT2 e EBT3 foram validados para testes de GQ recomendados que requerem filmes do tipo EBT.

Filme Gafchromic

Uma classe de filmes radiocrômicos de autorrevelação (http://www.ashland.com), geralmente usado para medir a dose de radiação ionizante. Consulte Ball-cube e Filme do tipo EBT.

Fonte de Alimentação Ininterrupta (UPS)

A UPS é usada para manter a energia durante interrupções de energia.

Fonte de raio X (XRS)

Fonte de raio X usada no computador do sistema de localização de alvo para iluminar o detector de raio X.

Fração complementar

Uma nova fração de tratamento criada quando o plano em execução for abortado durante a administração do tratamento. A fração complementar contém a dose restante a ser administrada ao paciente. Ela consiste em todos os trajetos e feixe que não foram executados. Frações da Unidade do Monitor são geradas a qualquer momento após a aquisição da primeira imagem, se a fração do plano de tratamento selecionada não seja completamente administrada.

Função

Uma operação que o usuário pode executar.

G

Graus de liberdade (DOF)

O robô de tratamento do Sistema CyberKnife apresenta 6 graus de liberdade: 3 translações (X, Y e Z) e 3 rotações (rotação em torno do eixo x, rotação em torno do eixo y e rotação em torno do eixo z). Consulte 6 Graus de liberdade.

Gray

A unidade da dose de radiação igual a 100 cGy. A dose de radiação é uma medida de energia da radiação depositada por unidade de massa (1 Gray = 1 joule/kg). Consulte Centigray (cGy).

Guia de ondas

A estrutura no acelerador que desenvolve os campos elétricos necessários para acelerar os elétrons. Utiliza micro-ondas de frequência e potência apropriada para fornecer a energia necessária.

H

Hexafluoreto de enxofre (SF_6)

Um gás dielétrico usado para suprimir a ionização no guia de ondas do LINAC entre o magnétron e o acelerador. Também referido como SF_6.

Histograma de Volume em Função da Dose (DVH)

Um gráfico que exibe a dose recebida pelo volume de interesse.

I

Imagem de referência

As Radiografias Reconstruídas Digitalmente (DRRs). Consulte Radiografia Reconstruída Digitalmente (DRR).

Imagem deformada

Uma imagem móvel constituída por uma série de imagens de TC e que foi transformada usando um algoritmo de registro deformável de forma que esta fique alinhada a uma série fixa de TC.

Imagem fixa

Imagem de TC primária usada para planejamento e geração de DRR. Também denominada Imagem A.

Imagem móvel

Uma imagem médica usada para auxiliar no delineamento e na avaliação de Volumes de Interesse específicos. Também referida como Imagem B.

Imagem por Ressonância Magnética (IRM)

A IRM usa energia magnética e ondas de rádio para criar imagens 2D ou 3D do corpo. Esse tipo de imagem é particularmente útil para diferenciar regiões dentro de tecidos moles. O principal componente da maioria dos sistemas de IRM é um imã grande com formato de tubo ou de cilindro.

Importação de Dados de Feixe Medidos Parcialmente

A importação de menos de um conjunto completo de arquivos de dados de feixes medidos.

Intertravamentos de segurança do LINAC

Para o sistema VSI, a Tabela 2 relaciona os intertravamentos de segurança do LINAC e as informações de status exibidas na seção **FAULT STATUS** (Status de falha) no painel frontal do Chassi de Controle do Modulador (MCC). Esses intertravamentos de segurança são liberados (os indicadores verdes de status não são iluminadas) quando as condições descritas na tabela não são satisfeitas.

Tabela 2 Intertravamentos de segurança do LINAC: Condições quando os indicadores de status são iluminados

Nome do intertravamento	Descrição
DOOR INTLK (Intertravamento de Portas)	Todas as portas da sala de tratamento são fechadas.
WATER FLOW (Intertravamento do Fluxo de Água)	O resfriamento da água ou de ar está adequado.
MAG FIL (Filamento do Magnétron)	A tensão do filamento do magnétron está aceitável.
HTR DELAY (Atraso do Aquecedor)	O Sistema CyberKnife completou um tempo de aquecimento de aproximadamente 10 minutos.
SF_6 GAS (Gás de Hexafluoreto de Enxofre)	A pressão do tanque de SF_6 está aceitável.
VACUUM (Vácuo)	Não há falhas de vácuo no guia de ondas do acelerador nem no magnétron.
DOSE P.S. (Fonte de Alimentação da Dose)	As fontes de alimentação de alta tensão da dosimetria estão operando de forma adequada.
COMPUTER (Computador)	O LINAC está em modo de controle por computador.
HVOC (Sobrecorrente de Alta Tensão)	A corrente fornecida pela fonte de alimentação de alta tensão não é excessiva (para o magnétron).
INVERSE I (Corrente Inversa)	Não há corrente reversa excessiva retornando do cabeçote de raio X do LINAC.
MAN OVERRIDE (Cancelamento Manual)	Quando o Sistema CyberKnife opera sob controle do computador esta luz fica acesa.
GRID PWR SPLY (Fonte de Alimentação da Grade)	O suprimento de energia do canhão de elétrons do acelerador está funcionando de forma adequada.
E-STOP (Parada de emergência)	A chave E-Stop (Parada de Emergência) no MCC não está pressionado.
BEAM ON (Feixe Ligado)	O feixe de raio X do LINAC está ligado.
AFC/MAN (Controle Automático de Frequência/Manual)	O AFC do magnétron está no modo automático.
COLLIMATOR (Intertravamento do Colimador)	Os dois potenciômetros sensores do colimador estão lendo os mesmos valores.

Nome do intertravamento	Descrição
PRF LIMIT (Intertravamento de Limite da Taxa de Frequência de Pulso)	Não usado.
HV ENABLE (Ativar Alta Tensão)	O computador de administração do tratamento ativou a alta tensão.
DC PWR (Energia VCC)	Não usado.
DIAG MODE (Modo de Diagnóstico)	Não usado.
EXT E-STOP (Parada de Emergência Externa)	Nenhuma parada de emergência e condição de falha monitorada pelo Chassi de Controle de Parada de Emergência (CCEE) está acionada atualmente.
HEAD FANS (Ventiladores do Cabeçote do Raio X)	Os ventiladores no cabeçote de raio X do LINAC estão operacionais. Se os ventiladores não funcionarem, essa luz se apaga e ocorre uma Falha no Fluxo de Água.

Isocentro

O ponto em um alvo no qual os eixos centrais dos feixes de tratamento se interceptam.

Isocristal

O alvo localizado na extremidade do isopost que está sendo usado com o laser no LINAC para fazer a calibração do posicionamento do robô de tratamento. Indica a posição precisa do centro da máquina. Consulte Isopost.

Isopost

Ferramenta de calibração usada para estabelecer o centro da máquina. Consulte Isocristal.

L

LINAC

Acrônimo para acelerador linear. Um acelerador linear é um dispositivo que usa ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, como os elétrons, através de um tubo linear até atingir altas energias. No Sistema CyberKnife, o LINAC usa um magnétron para produzir micro-ondas na banda X para acelerar o feixe de elétrons a uma energia nominal de 6 MeV. O feixe atinge um alvo de tungstênio onde são produzidos os raios X. Aqui, a energia do feixe de raios X é medida por dois dosímetros. Os raios X são reduzidos a um feixe estreito por um colimador principal fixo e então por um colimador secundário intercambiável. O equipamento como um todo é montado na extremidade do braço do robô de tratamento que aponta o feixe de raio X para o local de tratamento no paciente. A radiação só é disparada do LINAC quando o robô de tratamento está parado e localizado em um nódulo.

M

Magnétron

O magnétron é um dispositivo de tubo de vácuo que produz micro-ondas. Funciona como um oscilador de alta potência, gerando pulsos de micro-ondas com duração de vários microssegundos e com uma taxa de repetição menor do que 240 pulsos por segundo. O LINAC usa um magnétron ajustável mecanicamente para fornecer a energia necessária para acelerar o feixe de elétrons. Consulte LINAC.

Mesa

Consulte Mesa de tratamento do paciente.

Mesa de tratamento do paciente

A mesa de tratamento do paciente é uma mesa radiolucente que sustenta o paciente durante o tratamento. A mesa de tratamento do paciente se move da seguinte maneira:

- Mesa de tratamento padrão: 5 DOF (X, Y, Z, rotação no eixo x e rotação no eixo y)
- Sistema RoboCouch: 6 DOF (X, Y, Z, rotação no eixo x, rotação no eixo y e rotação no eixo z)

MeV

Um milhão de elétrons-volt, uma unidade de energia usada para especificar a energia de partículas, como a do feixe de elétrons no LINAC. Um elétron-volt é a energia equivalente a um elétron acelerado no espaço livre por meio de um campo de um volt. O LINAC produz um feixe de elétrons com energia nominal de 6 MeV.

MCC (Chassi de controle do modulador)

Um subsistema do LINAC. Contém o controle lógico, o erro lógico e os controles manuais do modulador.

Modo de Simulação

Um dos modos operacionais do Sistema CyberKnife, uma execução física do plano de tratamento realizada pelo sistema com um fantasma dosimétrico no lugar do paciente. O objetivo principal é verificar a precisão e a segurança da aplicação de um plano de tratamento de um paciente.

Modulador

Para o sistema VSI, contém o gerador do modulador de pulso de energia para o magnétron e o suprimento de alta tensão para o canhão do LINAC.

Para o sistema M6, contém o gerador do modulador do pulso de energia par ao magnétron.

MV

Um termo de radiação médica que é uma medida da energia de um espectro de fótons de raios X. Consulte MeV.

N

Nó bloqueado

Um nó bloqueado é um nó no qual o robô de tratamento ou outra obstrução bloqueia o sistema de imagens de raio X e impede a aquisição bem-sucedida de novas imagens. Consulte também Nódulo.

Nódulo

Um ponto de um conjunto de pontos nominais predefinido, onde a fonte do feixe de radiação (o LINAC) pode ser posicionado. Os locais de nó são fixos e não podem ser alterados para planos de tratamento individuais. Consulte também Ponto semente.

O

Otimização Sequencial

A otimização sequencial é um algoritmo usado para otimizar um plano de tratamento *Accuray Precision* System durante o estágio de planejamento.

P

Painel de controle do operador

O painel de controle do operador tem a finalidade de permitir que o usuário ligue ou desligue a alta tensão do LINAC. Quando a alta tensão estiver ligada, a radiação pode ser gerada e aplicada.

Consulte também Chave liga/desliga.

Parada Suave

Uma interrupção não emergencial do tratamento que alterna da administração do tratamento para o realinhamento do paciente sem gerar uma E-Stop (Parada de Emergência).

Penumbra

A região marginal que circunda um feixe e onde os níveis de energia caem de 80% para 20% de seu máximo.

Planejamento antecipado

O plano de tratamento de uma seleção de feixes específica e dose. O computador calcula a distribuição da dose. Consulte TPS (Sistema de planejamento do tratamento).

Planejamento inverso

No *Accuray Precision* System, o usuário especifica as seguintes restrições ao realizar o planejamento inverso:

- Dose mínima para a lesão (em cGy)
- Dose máxima para a lesão (em cGy)
- Ponderação máxima do feixe (em MU)

O computador usa um algoritmo de programação linear para encontrar uma dose para cada feixe para satisfazer as restrições. Consulte TPS (Sistema de planejamento do tratamento).

Planejamento isocêntrico

Como criar planos de tratamento usando a geometria isocêntrica.

Planejamento não-isocêntrico

Comum em planos de tratamento com CyberKnife, a geometria de feixe não isocêntrico utiliza feixes direcionados a vários pontos em um alvo. Isso é útil para pintura de dose.

Plano de referência

Um plano exibido para comparação.

Ponto quente

Uma região que está sendo irradiada e recebe uma dose excepcionalmente alta de radiação.

Ponto semente

Um ponto posicionado nas imagens paciente para obter uma posição inicial para o registro das imagens.

Posição do feixe

Uma posição do feixe é uma posição do robô de tratamento no qual o LINAC está localizado em um nó de tratamento e está apontado para o alvo do tratamento. A posição do feixe inclui o deslocamento do LINAC necessário para direcionar as correções. Quando não há correções de alvo necessárias, a posição do feixe é a mesma que a posição do nó. Consulte também Ponto semente.

Posição do nó

Uma posição do robô de tratamento no qual o LINAC está localizado em um nó e está apontado para o centro da máquina. Consulte também Nódulo, Posição do feixe.

Posição elevada

Posição de descanso do robô de tratamento.

Posição Prona e a cabeça primeiro (HFP)

Uma posição do paciente na qual o paciente está em pronação com a cabeça em direção ao robô de tratamento do Sistema CyberKnife.

Posição Prona e os pés primeiro (FFP)

A posição do paciente na qual o paciente está em pronação com os pés em direção ao robô do Sistema CyberKnife.

Posição Supina e a cabeça primeiro (HFS)

Uma posição do paciente na qual o paciente está em decúbito dorsal com a cabeça em direção ao robô de tratamento do Sistema CyberKnife. Essa é a posição usual do paciente para a realização de CT.

Prescrição

A dose a ser aplicada ao tumor.

Profundidade da Dose em Porcentagem (PDD)

Uma medida de energia ou a capacidade de um espectro de radiação para penetrar em determinados materiais, como água ou tecidos moles.

Programa de Detecção da Proximidade Complementar (SPDP)

O SPDP fica ativo quando o robô de tratamento é movido usando o Teach Pendant com a chave de seleção de modo definida no modo T2 ou Automático ou quando o Sistema RoboCouch é movido usando o Controlador Manual do RoboCouch. O SPDP monitora a distância entre o robô de tratamento e os objetos estacionários na sala de tratamento. O SPDP usa arquivos da geometria da Sala de tratamento e dados em tempo real do robô de tratamento e da mesa de tratamento para detectar e sinalizar um erro de proximidade quando qualquer parte do robô de tratamento ou da mesa de tratamento se aproxima de qualquer objeto estacionário. Quando ocorre um erro de proximidade, a movimentação do robô de tratamento ou do RoboCouch é interrompida. Consulte Programa de Detecção de Proximidade (PDP).

Programa de Detecção de Proximidade (PDP)

O PDP fica ativo quando o robô de tratamento é movido do computador de administração do tratamento, geralmente no modo **Treatment** (Tratamento). O PDP monitora a distância entre o robô de tratamento e os objetos estacionários na sala de tratamento. O PDP usa arquivos da geometria da Sala de tratamento e dados em tempo real do robô de tratamento para detectar e sinalizar um erro de proximidade quando qualquer parte do robô de tratamento se aproxima de qualquer objeto estacionário. Quando ocorre um erro de proximidade, a movimentação do robô de tratamento é interrompida. Consulte Programa de Detecção da Proximidade Complementar (SPDP).

Q

Quadro

Os sistemas de referência de coordenadas usado para localizar o robô de tratamento, LINAC, e o paciente. Os sistemas de coordenadas usados com o Sistema CyberKnife são, em geral, cartesianos 3D com 6 graus de liberdade: 3 translações (X, Y e Z) e 3 rotações (rotação em torno do eixo x, rotação em torno do eixo y e rotação em torno do eixo z, ou w, p e r). Consulte Sistema de coordenadas IECp (paciente IEC), Sistema de coordenadas do robô e Sistema de coordenadas do paciente.

R

Rad

Uma unidade de radiação, substituída pelo centigray (cGy).

Radiação ionizante

Um feixe de radiação que, ao atravessar um meio biológico absorvente, como os tecidos corpóreos, transfere parte da energia carregada no feixe para o meio, em quantidade suficiente para ionizar o tecido ao nível molecular e consequentemente desorganizar os processos de reprodução celular. A energia transferida pode produzir um efeito biológico no meio. O uso do termo “radiação” neste documento significa radiação ionizante.

Radiocirurgia

O tratamento de lesões usando irradiação externa por feixes convergentes direcionados de forma estereotáxica, em geral 1 a 5 frações.

Radiocirurgia fracionada

O tratamento que foi dividido em várias doses repetidas ao longo do tempo (como em vários dias).

Radiografia Reconstruída Digitalmente (DRR)

Radiografias reconstruídas digitalmente criadas a partir dos dados de imagem de TC do paciente. As DRRs são usadas como imagens de referência pelo Sistema de Processamento de Imagens para o alinhamento e tratamento do paciente.

Raios X

Fótons na banda de energia acima da luz ultravioleta que foram produzidos por partículas de alta energia colidindo em um alvo.

Região crítica

Uma estrutura anatômica importante e especialmente sensível à radiação como os olhos, o nervo óptico e o tronco encefálico.

Registro de imagens

Transformação espacial para alinhar imagens.

Registro deformável

Um modelo de registro que permite o movimento interno relativo entre duas imagens.

S

Sagital

Uma imagem lateral do corpo. Um plano sagital divide o corpo em segmentos da esquerda e da direita.

Seleção de feixes

Um dos principais algoritmos do TPS (Sistema de planejamento do tratamento). Os feixes são selecionados de acordo com o tamanho e o formato da lesão a ser tratada. A seleção usa um modelo de acessibilidade da área de trabalho do robô de tratamento. Para atingir com precisão a lesão e ao mesmo tempo poupar o tecido normal, são usados feixes em múltiplas direções e com alto grau de colimação. Consulte TPS (Sistema de planejamento do tratamento).

Sem moldura

Os sistemas de radiocirurgia como a Gamma Knife usam uma moldura afixada rigidamente ao crânio para assegurar a precisão do direcionamento e de administração da radiação. O Sistema CyberKnife é considerado sem moldura visto ser usada apenas uma contenção não invasiva. O Sistema CyberKnife mira pontos de referência ósseos e marcas fiduciais. O sistema de imagens no Sistema CyberKnife permite que o robô de tratamento corrija os pequenos movimentos do alvo durante a aplicação do tratamento.

Sistema de coordenadas da ferramenta

Um dos sistemas de coordenadas usados pelo Sistema CyberKnife. O sistema de coordenadas da ferramenta é um sistema de coordenadas cartesianas com 6 graus de liberdade: 3 translações (X, Y e Z) e 3 rotações (rotação em torno do eixo x, rotação em torno do eixo y e rotação em torno do eixo z). A localização do sistema de coordenadas da ferramenta (X, Y e Z) é definida em relação à placa frontal do robô de tratamento. A placa frontal está localizada no final do "pulso" do robô de tratamento (Eixos A4, A5 e A6) onde é montado o LINAC.

O eixo Z é perpendicular à placa frontal (o positivo apontando diretamente para fora). A origem do sistema de coordenadas da ferramenta é chamada ponto central da ferramenta (TCP). O TCP do Sistema CyberKnife fica no ponto nominal da fonte de raio X do LINAC. Sua posição muda com o robô de tratamento e é continuamente recalculado durante a administração do tratamento. As rotações são definidas em torno dos eixos do sistema de coordenadas da ferramenta, que dependem da orientação específica do robô de tratamento no momento. Consulte Sistema de coordenadas do robô e Sistema de coordenadas global.

Sistema de coordenadas do paciente

Usado pela mesa de tratamento e pelo Sistema Synchrony. O sistema de coordenadas do paciente é definido para um paciente na posição Decúbito dorsal, primeiro cabeça (HFS). Esse sistema de coordenadas não tem uma origem absoluta. Para translação:

- X refere-se à direção Inferior/Superior (+X corresponde a Inferior).
- Y refere-se à direção Esquerda/Direita (+Y corresponde a Esquerda).
- Z refere-se à direção Anterior/Posterior (+Z corresponde a Anterior).

Para rotação:

- r refere-se à rotação em torno do eixo X.
- p refere-se à rotação em torno do eixo Y.
- w refere-se à rotação em torno do eixo Z.

Sistema de coordenadas do robô

(O robô de tratamento também é citado como o manipulador de tratamento.) A origem da sistema de coordenadas do robô é o centro da máquina. Os planos criados pelo *Accuray Precision* System são salvos em arquivos de trajeto que usam o sistema de coordenadas do robô. Seus eixos X e Y dependem de onde a base do robô está em relação a um paciente em posição HFS.

Para o sistema VSI, a base do robô pode ser na Esquerda-Superior ou Direita-Superior do paciente. A orientação e a rotação do robô são calibrados durante a instalação do sistema.

Para o sistema VSI, se o robô estiver na posição Direita-Superior, X é positivo para a posição Esquerda-Inferior (consulte a Figura 1). Esse eixo fica a aproximadamente 45° do Inferior do paciente. Y é positivo para a Esquerda-Superior do paciente e fica a aproximadamente 45° da Esquerda do paciente. A orientação real do robô em relação à mesa de tratamento é medida durante a instalação do sistema.

Para o sistema VSI, se o robô estiver na posição Esquerda-Superior, X é positivo para a posição Direita-Inferior e fica a aproximadamente 45º da Direita do paciente. Y é positivo para a Esquerda-Inferior do paciente e fica a aproximadamente 45° do Inferior do paciente.

O eixo Z é positivo para o Anterior do paciente, independentemente de onde o robô está. Consulte Centro da máquina e Sistema de coordenadas IECp (paciente IEC).

Figura 1 Coordenadas do robô VSI

Para o sistema M6, as coordenadas do robô estão alinhadas com o eixo inferior a superior do paciente. A direção X positiva vai da parte superior do paciente até a inferior. O Y é positivo apontando do centro da máquina para o lado esquerdo do paciente. (consulte a Figura 2).

Figura 2 Sistema de coordenadas do robô M6

Sistema de coordenadas global

Um dos sistemas de coordenadas usados pelo Sistema CyberKnife. O sistema de coordenadas Global é um sistema de coordenadas cartesianas (X, Y e Z, expressas em milímetros) cuja origem é predefinida pelo fabricante do robô de tratamento para o modelo específico do robô de tratamento. Para o Sistema CyberKnife, a origem do sistema de coordenadas Global está localizada na interseção das 2 articulações (Eixo1 e Eixo 2) na base do robô de tratamento.

Sistema de coordenadas IECp (paciente IEC)

O IECp é o sistema de coordenadas usado pelo Sistema *Accuray Precision*. É um sistema de coordenadas centrado no paciente, em que as coordenadas são definidas em relação ao paciente. A posição do IECp (0, 0, 0) nas coordenadas X, Y e Z é arbitrariamente definida.

O eixo x é a orientação esquerda-direita do paciente, em que a esquerda é o x positivo. O eixo y a orientação superior-inferior, em que o superior é o y positivo. O eixo z é a orientação anteroposterior, em que o anterior é o z positivo. Consulte Sistema de coordenadas do robô e Sistema de coordenadas do paciente.

Sistema de dosimetria

Os dosímetros medem a energia conduzida por um feixe ao longo do tempo. O sistema de dosimetria no LINAC usa dois dosímetros independentes (denominados A e B ou principal e secundário) na fonte de raios X para medir a quantidade de saída. Eles estão configurados em uma combinação de monitoramento de doses primárias/secundárias para proteger contra a aplicação de dose incorreta. A irradiação em um nódulo é interrompida pelo hardware quando a dose aplicada no nódulo é igual à dose planejada.

Sistema de imagens

O sistema de imagens localiza o centro do tratamento pela comparação entre as radiografias do paciente em tempo real e as DRRs.

O sistema de imagens contém duas unidades de imagens de raios X quase idênticas. Cada unidade tem os seguintes componentes:

- Tubo de raios X padrão médico
- Gerador de alta tensão
- Colimador de raios X de cobre-tungstênio
- Detector de raios X

Sistema de Radiocirurgia Robótica CyberKnife

O Sistema CyberKnife é um dispositivo para radiocirurgia usado no tratamento do câncer em qualquer parte do corpo pela focalização precisa de muitos feixes de alta energia no tumor e aplicação de uma dose muito conformal. O Sistema CyberKnife consiste em três componentes principais:

- Um acelerador linear (LINAC) que é usado para produzir radiação de alta energia (6 MV).
- Um robô de tratamento que pode apontar o acelerador linear em uma ampla variedade de ângulos.
- Detectores de imagens de raio X que são combinados com um software poderoso para rastrear a posição do paciente. Os detectores de imagens de raio X captam imagens frequentes do paciente durante o tratamento e usam essas informações para direcionar o feixe de radiação emitido pelo acelerador linear.

Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony

O Sistema Synchrony é um sistema da Accuray Incorporated para o tratamento por radiocirurgia dinâmica de tumores que se movem com a respiração. O Sistema Synchrony registra os movimentos respiratórios do tórax de um paciente e combina essas informações com as imagens de raio X sequenciais de marcadores minúsculos inseridos dentro do tumor para possibilitar uma administração precisa de radiação durante qualquer ponto do ciclo respiratório.

Sistema de resfriamento de água

O LINAC usa um sistema de resfriamento de água para remover o calor do cabeçote de raios X. A água é resfriada por um dispositivo resfriador localizado na Sala de equipamentos.

o. Consulte Sistema de coordenadas da ferramenta e Sistema de coordenadas do robô.

T

Tarefa

Um grupo de etapas no *Accuray Precision* System. Cada tarefa é exibida em uma guia.

Teach Pendant

Um dispositivo portátil usado para o controle manual do robô de tratamento ou para programar a sua sequência de movimentos. No Sistema CyberKnife, o operador usa o Teach Pendant para posicionar o robô de tratamento para calibração ou manutenção, assim como para alimentar manualmente componentes como os lasers de alinhamento ou fontes de imagens de raios X. Só é possível ter acesso ao modo de manutenção com uma chave especial. O Sistema CyberKnife é usado para o tratamento do paciente somente quando o robô de tratamento estiver sob o controle do computador.

Teste de ponta a ponta (E2E)

Um teste de Garantia de Qualidade (GQ) do Sistema CyberKnife que inclui todos os aspectos de um tratamento típico: varredura de CT, planejamento do tratamento e administração de tratamento.

TLS (Sistema de localização de alvo)

As fontes de raios X montadas no teto e os detectores embutidos no piso que fornecem um referencial estereotáxico para detectar e rastrear o movimento do alvo durante o tratamento. A estrutura do sistema de coordenadas TLS é paralela à do sistema de coordenadas IEC_P (IEC paciente), conforme mostrado na ilustração a seguir.

1. O Eixo Z de TLS é paralelo ao Eixo Z de IEC_P
2. O eixo Y do TLS corre paralelo ao eixo Y do IEC_P
3. Centro da imagem: a origem da estrutura IEC_P e é definido usando a ferramenta isopost
4. O eixo X do TLS corre paralelo ao eixo X do IEC_P

Tomografia Computadorizada (CT)

Tomografia computadorizada é um procedimento de obtenção de imagens no qual são tomadas imagens de raios X a partir de diferentes ângulos de determinada parte do corpo. As imagens são combinadas por um computador para produzir imagens das seções transversais dos órgãos internos. As imagens da CT são usadas pelo Sistema CyberKnife para o planejamento do tratamento e para produzir as imagens de referência (DRRs).

TPS (Sistema de planejamento do tratamento)

As principais funcionalidades do Sistema de Planejamento do Tratamento *Accuray Precision* são:

- Exibir os dados de imagem de CT
- Delinear o tumor e as estruturas críticas
- Gerar planos de tratamento
- Avaliar e refinar os planos

Trajeto do tratamento

O trajeto que o LINAC deve percorrer ao se mover através de um conjunto ou subconjunto de nódulos. Todos os nódulos definidos são visitados durante o tratamento ou a simulação de radiação. Nenhum nódulo é omitido mesmo que a radiação não esteja ativada em todos os nódulos. Normalmente a radiação só é ativada em um subconjunto dos nódulos definidos. Existem disponíveis opções com um ou com 3 trajetos para o Sistema CyberKnife.

U

Unidade Monitora (MU)

A unidade monitora (UM) é a medida da carga integrada por dois dosímetros independentes. A calibração da MU como uma função da dose controla a aplicação da dose pelo Sistema CyberKnife.

O fator de calibração (em unidades de MU/cGy) estabelece a calibração precisa do Sistema CyberKnife.

V

VOI (Volume de interesse)

Um volume de interesse dentro de uma imagem. O VOI pode ser um alvo ou uma estrutura crítica.

Voxel

Um pixel tridimensional, um elemento atômico de uma imagem 3D. Uma abreviação de “pixel de volume”.

Conformidade

Classificação

O Sistema CyberKnife é classificado conforme se segue:

- Proteção contra choques elétricos: Classe I, conectado de forma permanente.
- Peça aplicada: Mesa de tratamento apenas para pacientes, Tipo B. Métodos de esterilização ou desinfecção: Não necessários.
- Grau de segurança na presença de misturas inflamáveis: Não é adequado para uso na presença de substâncias inflamáveis.
- Mode de operação:
  - Operação contínua (em conformidade com a 3ª edição da norma IEC 60601-1).
  - Operação contínua com carga intermitente (em conformidade com a 2ª edição da norma IEC 60601-1).

Conformidade com os Padrões

O Sistema CyberKnife foi testado quanto ao cumprimento das seguintes normas:

Normas aplicadas	Título da norma
Série IEC 60601-1: 1988 +A1+A2	MEE–Parte 1: Requisitos gerais de segurança(1)
IEC 60601-1-1: 2000	MEE – Parte 1-1: Requisitos gerais de segurança – Norma colateral: especificações para MES(1)
Série IEC 60601-1: 2005+A1:2012	MEE, Parte 1: Requisitos gerais de segurança básica e desempenho essencial(1)
IEC 60601-1-2: 2007	Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética – requisitos e testes(1)
EN/IEC/UL 60601-1:1990 / A1:1993 /A2:1995	Equipamento médico elétrico, Parte 1: Requisitos gerais de segurança
EN/IEC 60601-1-1:2001	Equipamento médico elétrico, Parte 1-1: Requisitos gerais para segurança – Norma colateral: exigências para sistemas elétricos médicos

Normas aplicadas	Título da norma
EN/IEC 60601-1-2:2001	Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética – requisitos e testes
IEC 60601-1-3: 1994	Norma colateral: Requisitos gerais de proteção contra radiação em equipamentos de raios X para diagnóstico(1)
IEC 60601-1-3: 2008	Norma colateral: Requisitos gerais de proteção contra radiação em equipamentos de raios X para diagnóstico(1)
EN/IEC 60601-1-4:1996 / A1:1999	Norma colateral: Sistemas médicos elétricos programáveis(1)
IEC 60601-1-6: 2010	MEE- Parte 1-6: Requisitos gerais de segurança – Norma colateral: Aplicação
IEC 62366: 2007	Dispositivos médicos – aplicação de engenharia de uso para dispositivos médicos
IEC 60601-1-8: 2006	MEE – Norma colateral: Requerimentos gerais, testes e orientações para os sistemas de alarme no equipamento do dispositivo médico(1)
Série IEC 60950-1: 2005 +A1,+A2	Requisitos de segurança para equipamentos de tecnologia da informação, incluindo desvios aplicáveis dos EUA, da UE e do Canadá(1)
IEC 60601-2-1: 1998 +A1	MEE – Requisitos especiais de segurança – Especificação para aceleradores de elétrons na faixa entre 1 MeV a 50 MeV(1)
IEC 60601-2-1:2009	MEE – Requisitos especiais de segurança – Especificação para aceleradores de elétrons na faixa entre 1 MeV a 50 MeV(1)
IEC 60976: 2007	MEE- Aceleradores de elétrons para funções médicas – Características Funcionais(1)
IEC 60601-2-54: 2009	Equipamento médico elétrico, Parte 2-54. Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho fundamental do equipamento de raio X para radiologia e radioscopia(1)
Série IEC 60825-1: 2007	Segurança contra radiação de produtos a laser, classificação do equipamento, requisitos e guia do usuário(1)
IEC 62304:2006	Software para dispositivo médico – Processos do ciclo de vida do software
Série IEC 60204-1: 2005 +A1	Aplicação dos requisitos fundamentais do Anexo I de 2006_42_EC – Diretriz das Máquinas
EN/ISO 10993-1:2009/ AC:2010 (ISO 10993-1:2009)	Avaliação biológica de dispositivos médicos

Normas aplicadas	Título da norma
EN/IEC 61010-1:2001	Requisitos de segurança para equipamentos elétricos de uso em medidas, controles e laboratórios – Parte 1: Requisitos gerais
CAN/CSA-C22.2 N0.601.1-M90	Equipamento médico elétrico, Parte 1: Requisitos gerais de segurança
EN 55022:2010	Equipamento de tecnologia da informação – Características de perturbação de rádio – Limites e métodos de medição
EN 55024:2010	Equipamento de tecnologia da informação – Características de imunidade – Limites e métodos de medição
IEC 60601-1:1988/A1:1992/ A2:1995	Equipamento médico elétrico – Parte 1: Requisitos gerais de segurança

(1) As normas nacionais relevantes para os Estados Unidos, a Europa, o Canadá, o Japão e outros mercados internacionais foram atendidas e estão incluídas nesta tabela, por extensão.

De acordo com a IEC 60601-2-1, cláusula 29.4.1, os fabricantes de LINAC devem informar os usuários se a radiação de fuga em uma área que pode alcançar grande proximidade com o paciente durante irradiações exceder 0,5% da dose máxima absorvida a 5 cm da superfície de blindagem do LINAC. Todos esses pontos podem ser encontrados na Figura 1. Entre esses pontos, o mais alto é de 0,77% da dose máxima absorvida (a 5 cm da superfície de blindagem). No Sistema CyberKnife, a proximidade na pior das hipóteses desse ponto até o paciente é de 16,5–cm, distância essa na qual a fuga é reduzida para 0,39%.

Figura 1 Radiação de fuga a 5 cm do revestimento externo do LINAC

Etiquetas do Sistema

As etiquetas do Sistema CyberKnife incluem vários símbolos que visam transmitir informações sobre segurança e uso. A Tabela 1 na página C-4 lista os símbolos e suas descrições.

Tabela 1 Símbolos referentes ao equipamento

CE 0086	Localizado nas etiquetas do sistema e do subsistema para indicar que a Accuray Incorporated declara que o equipamento atende aos requisitos da Diretriz de Dispositivos Médicos da União Europeia.
	Localizado na etiqueta do sistema para identificar a capacidade de criar radiação ionizante.
TÜV Rheinland of North America, Inc. C US	Marca de certificação de segurança de produtos dos Estados Unidos e do Canadá (aprovação do NTRL). Esta etiqueta é afixada ao rack do computador.
	“Atenção, prossiga com cautela.” Esta etiqueta aparece no sistema para indicar que os documentos que o acompanham incluem informações de segurança relacionadas.
	AVISO: Perigo de choque elétrico. Esta etiqueta está afixada à cabeça do LINAC, ao modulador e à Unidade de distribuição de energia (PDU).
	Suscetibilidade a ESD (Descargas Eletrostáticas). Esta etiqueta é afixada à PDU, ao modulador e ao controlador do canhão.
	“Atenção, siga as instruções de uso.” Este símbolo indica que você deve consultar os documentos anexos para obter informações relacionadas ao item rotulado. O símbolo também indica que o item é obrigatório e está relacionado à segurança.
	Siga as instruções de uso. Esta etiqueta é afixada ao modulador e ao resfriador.

	AVISO: perigo de esmagamento das mãos. Esta etiqueta é afixada ao Sistema de posicionamento do paciente RoboCouch®.
	Não pise no equipamento. Esta etiqueta é afixada à mesa do Xchange® modelo B do Alterador do Colimador Robótico do Xchange.
	Não coloque objetos não autorizados no equipamento. Esta etiqueta é afixada à mesa do Xchange modelo B do Alterador do Colimador Robótico do Xchange.
	Não empurre o equipamento. Esta etiqueta é afixada à mesa do Xchange modelo B do Alterador do Colimador Robótico do Xchange.
	Não sente no equipamento. Esta etiqueta é afixada à mesa do Xchange modelo B do Alterador do Colimador Robótico do Xchange.
	Localizado na etiquetagem do sistema para indicar que a superfície de contato do paciente (parte superior da mesa) é classificada como Peça Aplicada Tipo B de acordo com o IEC 60601-1.
3~	Corrente alternada trifásica. Esta etiqueta é afixada à PDU.
REF	Localizado nas etiquetas do sistema e do subsistema para identificar o número de referência do modelo associado ao sistema Accuray.
SN	Localizado nas etiquetas do sistema e do subsistema para identificar o número de série associado ao sistema Accuray.
SUPPY MAINS	Localizado nas etiquetas do sistema e do subsistema para identificar a faixa aceitável de tensão e amperagem fornecida ao sistema Accuray.
	Localizado nas etiquetas do sistema e do subsistema para identificar a data em que o sistema Accuray foi fabricado.

	Localizado nas etiquetas do sistema e do subsistema para identificar a instalação em que o sistema Accuray foi fabricado.
EC REP	Localizado nas etiquetas do sistema e do subsistema para identificar o local e as informações de contato do representante europeu autorizado da Accuray Incorporated.
	Localizado na etiqueta do sistema, contém informações codificadas sobre o sistema Accuray e a UDI legível por humanos, que consistem na ID do Accuray Incorporated (M658)-P/N-S/N-Build Date. Este símbolo declara que o equipamento está em conformidade com os requisitos de UDI da FDA dos EUA.
	AVISO: Ponto de esmagamento. Esta etiqueta é afixada ao sistema de suporte do paciente (a mesa de tratamento padrão ou o Sistema RoboCouch).
EMERGENCY POWER OFF	Desligamento de emergência. Esta etiqueta é afixada à caixa de interface com o cliente.
15	RoHS (China Restriction of Hazardous Substances (Restrição de substâncias perigosas 15 [China])). Esta etiqueta é afixada ao rack do computador.
	AVISO: Perigo de esmagamento. Esta etiqueta é afixada à ferramenta de QA Synchrony para rastreamento de movimentação (também chamada de mesa de movimentação Synchrony). Para obter mais informações sobre esta ferramenta de GQ, consulte o *Guia de fundamentos de física*.

	Aterramento de segurança. Esta etiqueta é afixada aos detectores de imagem, à PDU e ao modulador.
	Ponto focal, carcaça externa da fonte de raios-X. Esta etiqueta é afixada às tampas das fontes de raios-X.
	Classificações do sistema de PDU. Esta etiqueta é afixada à PDU.
	A principal etiqueta do sistema inclui o Número de Peça ou Número de Referência, o Número de Série (SN), a Tensão de Fornecimento, endereço do Fabricante nos EUA, endereço do Representante Europeu, a Documentação de Consulta, a marcação CE, Peça aplicada Tipo B e os ícones de Aviso de Radiação. Esta etiqueta é afixada ao rack do computador.

Warning: This x-ray unit may be dangerous to patient and operator unless safe exposure factors, operating instructions and maintenance schedules are observed.	Alerta de raio X. Essa etiqueta é afixada aos monitores do computador de aplicação de tratamento.
	Mesa de tratamento padrão, área em que não deve haver carregamento. Esta etiqueta é afixada ao topo da mesa de tratamento padrão.
159 Kg [350 lb] MAX 118 cm [46 in] 59 cm [23 in] 59 cm [23 in]	Mesa de tratamento padrão, área de carregamento e área em que não deve haver carregamento no topo da mesa. Esta etiqueta é afixada à tampa da base da mesa de tratamento padrão.

Índice

A

AAPM TG-53 2-3
acelerador linear
    alinhamento de feixe 2-76
    características 1-10
    configuração para dados de feixe do Iris 2-71
    sistema de dosimetria 1-10
    visão geral 1-9
acessórios de GQ
    dos componentes do equipamento 2-5
administração do sistema 1-30
administração do tratamento
    precisão da dose 2-168, 3-17
ajuste de dados
    planejamento do tratamento 5-116
ajuste DeltaMan 2-169
algoritmo de correção de contorno 5-14
algoritmo de fusão 5-2
Algoritmo de operações de VOI 5-9
algoritmos
    ajuste de dados de planejamento do tratamento 5-116
    alvo do feixe 5-57
    AutoSegmentation da próstata 5-7
    AutoSegmentation do cérebro 5-5
    cálculo de dose de Ray-Tracing 5-11
    Cálculo de Dose Monte Carlo 5-16
    Cálculo de HVD 5-10
    contorno da anatomia 5-3
    Contorno do VOI para volume de máscara 5-8
    correção de contorno 5-14
    fusão 5-2
    Geração de DRR 5-10
    Geração de ITTV 5-3
    Geração de ITV 5-4
    Geração de PTV 5-5
    operações de VOI 5-9
    otimização do feixe 5-57, 5-59
    otimização sequencial 5-63
algoritmos de alvo do feixe 5-57, 5-62
algoritmos de otimização do feixe 5-57, 5-59
Alterador do Colimador Robótico do Xchange. Consulte Sistema Xchange.
alvo isocêntrico 5-62
ambiente de rede 1-30
análise de filme
    Ball-cube II 4-78
    sistema de rastreamento pulmonar Xsight 4-89
análise do filme 4-78
    dosimetria de filme 4-87
    Planejamento 4D 4A-10
    sistema Synchrony 4-87
    software de análise de filme de AQA 4-13
    software de análise de filme de E2E 4-33
    teste de AQA 4-13
    teste de ponta a ponta 4-79
    utilizando ImageJ 2-14
Análise do filme de ponta-a-ponta 4-78
Aplicação de Verificação de Alinhamento do Laser 3-8

Aplicativo Beam Data Import
limites de valores de dados de feixe 2A-15
nomes de arquivos de dados de feixe 2A-13
regras de validação de dados de feixe 2A-2
Aplicativo Beam Data Import (Importação de dados de feixe)
importação de dados de feixe 2-111
aquecimento do LINAC
câmara de ionização sem vedação 2-129
câmara de ionização vedada 2-131
procedimento 2-131
Aquecimento do tubo de raios X 3-14
aquisição de dados de feixe
colimador Iris 2-58, 2-109
colimadores fixos 2-27, 2-98
Monte Carlo 2-98
Ray-Tracing 2-27
Área de planejamento
componentes do equipamento 1-27
ATC. Consulte Controle de temperatura ativo.
AutoSegmentation da próstata 5-7
AutoSegmentation do cérebro 5-5

B

Ball-cube
Ball-cube II 4-23
Ball-cube original 4-22, 4-35
mini Ball-cube 4-24

C

cálculo de dose
cálculo da dose Ray-Tracing 5-11
Cálculo de Dose Monte Carlo 5-16
exibição da dose de Monte Carlo 5-43
grade de cálculo de dose 5-14, 5-57
Cálculo de HVD 5-10
calibração
scanner de filme 4-26
calibração do LINAC
ajuste de calibração do LINAC 2-141
calibração absoluta de dose 2-121
constância do rendimento do LINAC 2-145
fator de conversão de qualidade do feixe 2-123
usando o modo Physics (Física) 2-131
verificação da calibração do LINAC 2-138
calibração do scanner de filme 4-26
câmara de ionização sem vedação
aquecimento do LINAC 2-129
câmara de ionização vedada
aquecimento do LINAC 2-131
características da dose absorvida em profundidade 2-170
Chassi de Controle da Interface 1-16
Chassi de controle de parada de emergência 1-25
Chassi de controle do modulador
exibição do contador de reserva 1-29
visão geral 1-15
Chassi do Controle do Sistema de Localização de Alvo 1-24
chave de rede 1-23
chave KVM 1-24
colimador a laser pinhole
para colimadores fixos 2-30
Colimador de Abertura Variável da Iris. Consulte Colimador da Iris.
colimador de laser pinhole
para colimador Iris 2-63

colimador fixo
compressor 1-20
Colimador Iris
caracterização de perfil de feixe 2-87
colimador de laser pinhole 2-63
compressor 1-20
Controle de Temperatura Ativo 1-20
Controle Temperatura Ativo 2-60
fator de rendimento no ar 2-110
ferramenta de GQ do Iris 3A-1
IrisToolBox 3B-1
montagem da gaiola 2-61
perfil de dose de campo aberto 2-110
recalibrando o Colimador Iris 3B-1
recursos de GQ 2-60
verificando a calibração Iris 3B-1
visão geral 1-11
colimador Iris
Ângulos de perfil 2-83
ângulos diagonais recomendados 2-96
Dados de feixe Monte Carlo 2-109
Dados de feixe Ray-Tracing 2-58
garantia da qualidade 3-21
medições de fator de rendimento 2-96
Medições de OCR 2-83
Medições de PDD central 2-110
Medições de TPR 2-78
temperatura 2-60
teste de ponta a ponta 4-39
colimadores fixos
colimador de laser pinhole 2-30
Dados de feixe Monte Carlo 2-98
Dados de feixe Ray-Tracing 2-27
medições de fator de rendimento 2-54
medições de fator de rendimento no ar 2-100
Medições de OCR 2-47
Medições de PDD central 2-106
Medições de TPR 2-40
montagem da gaiola 2-28
perfil de dose de campo aberto 2-103
Comissionamento
Ray-Tracing 2-18
comissionamento
dependências 2-25, 2-119
Ferramentas de comissionamento do Accuray Precision 2-112
Monte Carlo 2-21
Ray-Tracing 2-18
teste de ponta a ponta (End-to-End) 2-155
comissionamento de feixe
visão geral 2-18
componentes do equipamento
área de planejamento 1-27
equipamento de GQ do local do cliente 2-7
fornecedores sugeridos 2-7
fornecidos pela Accuray 2-5
modelos sugeridos 2-7
rack do computador 1-21
rack mecânico 1-17
sala de controle 1-26
sala de equipamentos 1-12
sala de tratamento 1-5
sistema de localização de alvo 1-7
sistema de posicionamento do paciente 1-7
visão geral 1-5
compressor
compartimentos de colimador 1-20
computador de administração do tratamento 1-26
Computador Gateway 1-23
Contorno do VOI para volume de máscara 5-8

Controlador Synchrony
Flashpoint 1-26
Controle ativo de temperatura
colimador Iris 1-20
Controle Temperatura Ativo
Colimador Iris 2-60
convergência relaxada 5-81

D

dados de feixe 2A-13
importação para servidor de dados 2-111
limites de valores 2A-15
métodos de extrapolação 5-115
necessários para o Monte Carlo 2-23
necessários para o Ray-Tracing 2-19
nomes de arquivos 2A-13
descomissionamento de dados de feixe
2-119
detector de diodo
para medições de fator de rendimento 2-54
PTW 60012 2-7
Detectores de imagem de raios X 1-9
DIIF. Módulo de interface dose-IFCC.
distribuição de fluência 5-20
distribuição de fonte 5-21
dosimetria do filme 4-87

E

E2E Planning 4-39
energia local 1-28
ESCC. Consulte Chassi de controle de parada de emergência.
espectro de energia 5-19
exibição do contador de reserva 1-29

F

fator de conversão de qualidade do feixe 2-123
fator de rendimento
colimador Iris 2-96
colimadores fixos 2-54
fator de rendimento no ar
colimador Iris 2-110
colimadores fixos 2-100
fatores de correção 2-21, 5-26
Ferramenta de GQ do Iris 3A-1
ferramenta de GQ Synchrony 4-25, 4-55
filme radiocrômico 4-25
firewall 1-30
firewall da rede 1-23
Fluxo de trabalho do comissionamento do Monte Carlo 2-113
Fnormal 2-21, 5-26
Fonte de Alimentação Ininterrupta 1-26, 1-29
fontes de raios X 1-8

G

garantia da qualidade
colimador Iris 3-21
programa de GQ 3-2
requisitos dos testes anuais 3-23
testes de GQ diários 3-4
testes de GQ mensais 3-16
testes de GQ trimestrais 3-22
testes e programações de GQ 3-3
garantia de qualidade
documentação 3-2
IrisToolBox 3B-1
visão geral 3-1
Geração de DRR
algoritmo do planejamento de tratamento 5-10
Geração de ITTV
algoritmo 5-3

Geração de ITV
algoritmo 5-4
Geração de PTV
algoritmo 5-5
Geradores de raios X 1-8
GQ de plano
visão geral 4-1, 4-91
GQ. Consulte garantia de qualidade.

I

IAEA 430 2-3
IBA OmniPro
processamento de dados OCR 2B-9
IFCC. Consulte o Chassi de Controle da Interface.
ImageJ
análise do filme 2-14
importação
de dados de feixe 2-111
estudos de TC de objeto simulador 2-148
Indicador de fluxo de água e pressão SF6 1-19
interrupção de energia 1-28
IrisToolBox
recalibrando o Colimador Iris 3B-1
verificando a calibração Iris 3B-1

L

LINAC. Veja Acelerador Linear.
locais do equipamento
área de planejamento 1-4
sala de controle 1-3
sala de equipamentos 1-4
sala de tratamento 1-3
locais dos equipamentos
visão geral 1-2

M

manipulador de tratamento
controlador 1-17
Teach Pendant 1-5
MCC. Consulte Chassi de Controle do Modulador.
mesa de tratamento
padrão 1-7
sistema RoboCouch 1-7
verificação do posicionamento 3-20
método do fator de rendimento no ar 2-21, 5-21
Método Gaussian 2-21, 5-23
métodos de extrapolação 5-115
MOD. Consulte Modulador.
modelo fonte 2-21, 5-18
modelos de densidade 2-149
modelos de densidade de CT 2-149
modelos de densidade de TC 2-149
modo Physics (Física)
calibração do LINAC 2-131
modos de serviço 1-28
Modulador
visão geral 1-15
Módulo de Interface Dose-IFCC 1-16
monitorar 1-24
montagem da gaiola
montagem do detector de gaiola 2-41, 2-62
para colimadores fixos 2-28
para colimadores Iris 2-61
suporte de fixação do diodo 2-41, 2-42
Monte Carlo
algoritmo de cálculo de dose 5-16
amostragem de fótons 5-29
aquisição de dados de feixe 2-98
distribuição de fluência 5-20
distribuição de fonte 5-21
espectro de energia 5-19
exibição da dose 5-43
fatores de correção 2-21, 5-26

fluxogramas de comissionamento 2-113
Fnormal 2-21, 5-26
incerteza 5-28
modelo fonte 2-21, 5-18
resultados típicos do cálculo da dose 5B-1
transporte de elétrons 5A-1
transporte de fótons 5-31
transporte de partículas 5-31
verificação da dose 5-46, 5-48
visão geral de comissionamento 2-21

N

nomes de arquivos 2A-13
dados de feixe 2-20, 2-24
dos dados de feixe 2-20, 2-24

O

objeto simulador
AQA 4-3
ferramenta de GQ Synchrony 4-25
objeto simulador de cabeça e pescoço 4-25
objeto simulador de movimentação opcional 4-25
Objeto simulador AQA 4-3
objeto simulador de água
configuração 2-71
objeto simulador de cabeça e pescoço 4-25
objeto simulador de movimentação
componentes 4-64
Simulação de planejamento 4D 4A-1
visão geral 4-25
OCR. Ver razão fora do centro.
OF. Consulte fator de rendimento.
Organização sequencial
redução de tempo 5-91
redução do feixe 5-90
Otimização Sequencial
objetivos 5-75
restrições 5-74, 5-79
visão geral 5-63
Otimização sequencial
base matemática 5-65
convergência relaxada 5-81
exemplos clínicos 5-85
ordenando as etapas 5-82
UM e limites de VOI 5-75

P

PDD. Consulte percentual de dose profunda.
PDU. Consulte Unidade de distribuição de energia.
percentual de dose profunda central
colimador Iris 2-110
colimadores fixos 2-106
percentual de dose profunda. Consulte percentual de dose profunda.
perfil da dose. Consulte perfil de dose de campo aberto.
perfil de dose de campo aberto
Colimador Iris 2-110
colimadores fixos 2-103
Planejamento 4D
análise do filme 4A-10
análise dosimétrica 4A-12
configurando a simulação 4A-3
executando a simulação 4A-3
executando a varredura de CT 4A-7
liberação do tratamento 4A-9
objeto simulador de movimentação 4A-1
plano de tratamento 4A-2
visão geral da simulação 4A-1

plano de GQ
administração do tratamento 4-99
análise de filme 4-100
autorizar uma fração 4-99
criação de um plano de tratamento de paciente 4-94
criação de um plano modelo de GQ 4-92
plano de tratamento
modos de rastreamento de movimento 4-46
modos de rastreamento estacionários 4-39
simulação de Planejamento 4D 4A-2
teste AGQ 4-5
testes E2E 4-39
plano GQ
registro dos resultados de análise 4-100
Planos de GQ
criar um plano de GQ 4-94
Planos de simulação
Geração de ITTV 5-3
ponteiro de distância frontal 2-62
Precauções com o filme do tipo EBT 4-34
precisão do alvo
teste de ponta a ponta (End-to-End) 2-155
Protocolo Task Group 51 2-121
PTW MEPHYSTO mc2
processamento de dados OCR 2B-2

R

rack do computador
componentes 1-21
rack mecânico
componentes 1-17
Rastreamento de TLS e correspondência de movimento da mesa 3-22
Ray-Tracing
algoritmo de cálculo de dose 5-11
aquisição de dados de feixe 2-27
grade de cálculo de dose 5-14
resultados típicos do cálculo da dose 5B-1
razão fora do centro
ângulos de perfil para colimador Iris 2-83
colimador Iris 2-83
colimadores fixos 2-47
comparação para fixo e Iris 2-86
processamento de dados 2B-2, 2B-9
razão tecido-objeto simulador
colimador Iris 2-78
colimadores fixos 2-40
recomissionamento do acelerador linear 2-169
Rede do TDS 1-23
rede principal 1-23
redução de tempo 5-91
redução do feixe 5-90
referências
Cálculo de Dose Monte Carlo 5-133
comissionamento 2-174
transporte de elétrons de Monte Carlo 5A-20
visão geral do sistema 1-32
regras de validação de dados de feixe 2A-2
requisitos de comissionamento 2-2, 2-3, 2-25
resfriador 1-19
resultados de cálculo da dose
resultados típicos do Monte Carlo 5B-1
resultados típicos do Ray-Tracing 5B-1

S

Sala de controle
componentes do equipamento 1-26
scanner de filme 4-26
segurança
sistema de arquivos 1-31
servidor de dados 1-26
simulador de água
configuração 2-30
sistema de arquivos
edição 1-31
segurança 1-31
sistema de dosimetria 1-10
Sistema de Localização de Alvo
computador 1-23
Sistema de localização de alvo
componentes 1-7
Sistema de localização do alvo
verificação de alinhamento do sistema de imagens 3-18
Sistema de rastreamento craniano 6D
plano de tratamento E2E 4-39
teste E2E 4-52
Sistema de rastreamento de marcas fiduciais
plano de tratamento E2E 4-39
teste E2E 4-52
Sistema de rastreamento pulmonar Xsight
análise de filme 4-89
plano de tratamento E2E 4-46
teste E2E 4-64
Sistema de Rastreamento Respiratório Synchrony. Consulte o Sistema Synchrony.
Sistema de rastreamento vertebral Xsight
teste E2E 4-52
Sistema Synchrony
visão geral 1-12
sistema Synchrony
análise do filme 4-87
ferramenta de GQ Synchrony 4-25, 4-55
plano de tratamento E2E 4-46
teste E2E 4-55
teste ponta a ponta 4-55
Sistema Xchange 1-11
Sistema Xsight Spine Tracking
plano de tratamento E2E 4-39
software de análise de filme de AQA 4-13
software de análise de filme de E2E 4-33, 4-79
suporte de fixação do diodo 2-41, 2-42

T

tamanho do campo
tamanho equivalente de campo quadrado 2-125
tamanho equivalente de campo quadrado 2-125
tampa do LINAC
montagem do detector de referência 2-30
recolocação no LINAC 2-35
Tarefa de novo plano de GQ
criar um plano de GQ 4-94
Task Group 53 2-3
Teach Pendant
manipulador de tratamento 1-5
teclado 1-24
Teste AQA. Consulte Teste Garantia de Qualidade Automática.
teste BB 3-24

Teste de garantia da qualidade automático
análise do filme 4-13
aplicação do software de AGQ 4-13
objeto simulador AQA 4-3
Plano de tratamento AGQ 4-5
procedimento 4-8
varredura de aquisição de TC 4-4
visão geral 3-15, 4-1, 4-3
teste de GQ de feixe único 2-156
teste de ponta a ponta
colimador Iris 4-39
equipamento e materiais 4-21
garantia da qualidade 3-21
modo de rastreamento craniano 6D 4-52
modos de rastreamento de marcas fiduciais 4-52
modos de rastreamento de movimento 4-46, 4-55
modos de rastreamento estacionários 4-39, 4-52
objeto simulador de movimento opcional 4-64
planos de tratamento E2E 4-39
sistema de rastreamento pulmonar Xsight 4-64
sistema de rastreamento vertebral Xsight 4-52
software de análise do filme 4-33, 4-78, 4-79
usando o Ball-cube II 4-78
visão geral 4-1, 4-21
visão geral da análise do filme 4-79
teste de ponta a ponta (End-to-End)
comissionamento 2-155
Teste de ponta-a-ponta
objetos simuladores usados 4-22
Teste E2E. Consulte Teste de ponta a ponta.
TLS. Consulte Sistema de Localização de Alvo.
TLSCC. Consulte o Chassi do Controle do Sistema de Localização de Alvo.
TPR. Ver a razão tecido-objeto simulador.
transporte de elétrons 5A-1
Tratamento otimizado do pulmão
Geração de ITV 5-4
Geração de PTV 5-5

U

Unidade de distribuição de energia 1-13
UPS (Fonte de alimentação ininterrupta). Consulte Fonte de Alimentação Ininterrupta.

V

valor de incerteza 5-28
Verificação da constância do rendimento do LINAC 3-15
verificação da verificação de liberação da dose 2-168, 3-17
verificação de coincidência de laser e radiação 2-11, 3-17
verificação de controle do robô 3-23
verificação de precisão geométrica de TC 2-153
verificação do alinhamento do sistema de imagens 3-18
verificação do laser na posição de repouso 3-14
verificação do status do subsistema 3-7
verificação dos intertravamentos de segurança 3-4
verificação dos parâmetros do feixe 3-16
verificação visual de alvo do robô 3-24
visão geral de comissionamento 2-1

Sistema de aplicação de tratamento CyberKnife®

ACCURAY®

Precise, innovative tumor treatments™