

GT 2301: Documento Técnico de Radiocirurgia Brasileiro

GT 2301: Brazilian Radiosurgery Technical Document

Diego da Cunha Silveira Alves da Silva¹, Marília Lisboa de Oliveira², Crystian Wilian Chagas Saraiva³, Ana Cristina Bratkowski Leoni⁴, Gustavo Ferraresi Tietz⁵, João Paulo Silva Leite⁶, Lucas Delbem Albino⁷, William Correia Trinca⁸, Alison Bruno Barcelos Borges⁹, Ana Paula Vollet Cunha^{10,11}, Anselmo Mancini¹², Gabriela Reis dos Santos de Jesus¹³, Jean Carlo Cadillo López¹⁴, João Gabriel Ribeiro Gomes⁷, Marília Becker Lima¹⁵, Thiago Schmeling Fontana¹⁶

¹Hospital de Amor/Departamento de Radioterapia, Barretos/SP, Brasil

²Hospital Imaculada Conceição/Departamento de Radioterapia, Curvelo/MG, Brasil

³Hospital do Coração HCor/Departamento de Radioterapia, São Paulo/SP, Brasil

⁴Hospital Moinhos de Vento/Departamento de Radioterapia, Porto Alegre/RS, Brasil

⁵Hospital Porto Dias/Departamento de Radioterapia, Belém/PA, Brasil

⁶Hospital Sírio-Libanês/Departamento de Radioterapia, Brasília/DF, Brasil

⁷Real Hospital Português de Beneficência/Departamento de Radioterapia, Recife/PE, Brasil

⁸Hospital Mãe de Deus/Departamento de Radioterapia, Porto Alegre/RS, Brasil

⁹Hospital DF Star – Rede D'or/Departamento de Radioterapia, Brasília/DF, Brasil

¹⁰AC Camargo Cancer Center/Departamento de Radioterapia, São Paulo/SP, Brasil

¹¹Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina de São Paulo/Departamento de Radioterapia, São Paulo/SP, Brasil

¹²Hospital Sírio-Libanês/Departamento de Radioterapia, São Paulo/SP, Brasil

¹³Hospital Vila Nova Star/Departamento de Oncologia, São Paulo/SP, Brasil

¹⁴Hospital São José/Departamento de Radioterapia, Criciúma/SC, Brasil

¹⁵Oncologia Américas/Departamento de Radioterapia, Rio de Janeiro/RJ, Brasil

¹⁶Radioterapia São Sebastião, Florianópolis/SC, Brasil

Resumo

O Documento Técnico de Radiocirurgia Brasileiro é um projeto da Associação Brasileira de Física Médica (ABFM) idealizado pela diretoria de Radioterapia na gestão 2022/2023 em parceria com Físicos Médicos Especialistas e Médicos especialistas em Radiocirurgia. Trata-se de um documento técnico, visando o consenso dos parâmetros e requisitos mínimos para realização de Radiocirurgia, considerando a heterogeneidade dos recursos técnicos e humanos disponíveis no atual cenário brasileiro. Tivemos a participação de 16 membros no projeto, todos com experiências prévias em Radiocirurgia durante sua formação e/ou nas práticas técnicas e clínicas nas instituições que atuam. Utilizamos a Metodologia Delphi para aprovação do documento. A Técnica Delphi consiste na construção de consenso de opiniões de um grupo de especialistas, com o objetivo de avaliar determinado problema ou proposta de uma solução. A aprovação do documento pelo grupo, consistiu em avaliar com notas de 1 a 5 em que: 1 define-se como pouco satisfeito e 5 muito satisfeito. Os 16 membros avaliaram quatro fatores que caracterizaram o projeto que foram: os membros participantes do projeto, distribuição dos membros nos capítulos, divisão dos capítulos e aprovação final do documento. Obtivemos para todas as quatro avaliações pelo menos 82% dos membros avaliando com a nota 5, muito satisfeito.

Palavras-chave: Radiocirurgia, radioterapia de precisão, estereotáxica, hipofracionamento, radioterapia funcional.

Abstract

The Brazilian Radiosurgery Technical Document is a project of the Brazilian Association of Medical Physics (ABFM) designed by the Radiotherapy Board in the 2022/2023 management in partnership with Physicists and Specialists in Radiosurgery. consensus on the parameters and minimum requirements for performing Radiosurgery, considering the heterogeneity of the technical and human resources available in the current Brazilian scenario. We had the participation of 16 members in the project, all with previous experience in Radiosurgery during their training and/or in technical practices and clinics in the institutions they work with. We used the Delphi Methodology to approve the document. The Delphi Technique consists of building a consensus of opinions by a group of specialists, with the aim of evaluating a given problem or proposal for a solution. Approval of the document by the group consisted of evaluating it with grades from 1 to 5 in which: 1 is defined as not very satisfied and 5 as very satisfied. The 16 members evaluated four factors that characterized the project which were: the members participating in the project, distribution of members in the chapters, division of the chapters and final approval of the document) we obtained for all four evaluations at least 82% of the members evaluating with to note 5, very satisfied.

Keywords: Radiosurgery, precision radiotherapy, stereotactic, hypofractionation, functional radiotherapy.

Sumário

1	Introdução	08
1.1	Radiocirurgia Estereotáxica (SRS) e Radiocirurgia Estereotáxica Fracionada (SRS-F)	08
1.1.1	Patologia	10
1.1.2	Tamanho e volume do Alvo	11
1.1.3	Localização do Alvo	11
1.2	Protocolos de dose.....	11
1.2.1	Tumores malignos.....	11
1.2.1.1	Metástase Cerebral	11
1.2.1.2	Gliomas malignos	12
1.2.2	Tumores benignos	12
1.2.2.1	Meningeomas	12
1.2.2.2	Neurinomas.....	12
1.2.2.3	Tumores hipofisários	12
1.2.3	Malformação arteriovenosa (MAV).....	13
2	Simulação do Tratamento.....	14
2.1	Tipos de Imobilização e Acessórios	14
2.1.1	Sistema de Imobilização do Tipo <i>Frame</i>	14
2.1.2	Sistema de Imobilização do Tipo <i>Frameless</i>	15
2.1.3	Como escolher o sistema de Imobilização mais adequado?	20
2.2	Imagens em Radiocirurgia	20
2.2.1	Tomografia Computadorizada (TC) no planejamento de SRS/SRS-F	21
2.2.1.1	Considerações sobre o uso de contraste	21
2.2.1.2	Principais Parâmetros de Aquisição da Imagem.....	21
2.2.1.3	Definindo o Protocolo de Aquisição da Imagem	22
2.2.1.4	Lidando com Artefatos nas Imagens.....	23
2.2.2	Ressonância Magnética (RM) como imagem secundária no planejamento de SRS/SRS-F	23
2.2.2.1	Tempo entre aquisição da imagem de RM e o tratamento.....	24
2.2.2.2	Posicionamento do paciente na aquisição da RM.....	24
2.2.2.3	Parâmetros geométricos da RM e correção de distorção 3D (“Correção DIS 3D”).....	24
2.2.2.4	Escolha da melhor sequência de RM para delineamento de Volume Alvo e/ou OAR	26
2.2.2.5	Características básicas do equipamento de RM.....	28

2.2.2.6	Requisitos mínimos para o uso de RM em SRS/SRS-F	28
3	Registro de Imagens	30
3.1	Tipos de Registros	30
3.2	Realização do registro	30
3.2.1	Registro Rígido	31
3.2.2	Registro Deformável.....	31
3.3	Métodos de análise.....	31
3.3.1	Análise quantitativa.....	31
3.3.1.1	Erro de registro do alvo (TRE - <i>Target Registration Error</i>)	31
3.3.1.2	Distância para concordância média (MDA - <i>Mean Distance to Agreement</i>).....	32
3.3.1.3	Coeficiente de similaridade DICE (DSC - <i>Dice Similarity Coefficient</i>)	32
3.3.2	Análise qualitativa.....	32
3.4	Comissionamento do <i>software</i> para registro	33
3.4.1	Testes em objetos simuladores físicos.....	33
3.4.2	Testes em objetos simuladores digitais	33
3.4.3	Teste em dados clínicos.....	34
3.5	Recomendações gerais.....	36
4	Definição dos volumes	37
4.1	Margens em radiocirurgia	37
4.2	Definições das sequências de RM.....	38
4.2.1	Metástase Cerebral	38
4.2.2	Tumores de Base do crânio (Meningeoma e Neurinoma)	39
4.2.3	Malformação Arteriovenosa (MAV).....	40
4.2.4	Gliomas.....	41
4.2.5	Tumores Hipofisários	42
4.2.6	Radiocirurgia funcional.....	42
4.3	Protocolos para nomenclatura	43
5	Definições do Planejamento.....	45
5.1	Introdução	45
5.2	Avaliação dos Planejamentos de SRS e SRS-F	45
5.2.1	Curvas e Superfícies de Isodose	45
5.2.2	Histogramas de Dose-Volume (DVH)	45
5.3	Parâmetros Dosimétricos de Avaliação do Planejamento.....	45
5.3.1	Índice de Conformidade (CI)	46
5.3.2	Qualidade de Cobertura (Q)	48
5.3.3	Índice de Homogeneidade (HI).....	49

5.3.4	Índice de Gradiente (GI)	50
5.3.5	Índice de Gradiente de Dose (DGI)	52
5.3.6	Distribuição de Dose e DVH.....	54
5.4	Parâmetros Físicos do Planejamento.....	54
5.4.1	Resolução da Grade de Cálculo de Dose	54
5.4.2	Espessura do MLC.....	55
5.4.3	Escolha da Energia.....	55
5.4.4	Impacto Dosimétrico dos Acessórios de Imobilização e Mesa no Cálculo da Dose.....	55
5.5	Planejamento Físico.....	55
5.5.1	Conceitos Gerais	55
5.5.1.1	Arranjo dos Feixes	55
5.5.1.2	Tamanho da Abertura da Colimação do Feixe	57
5.5.2	Principais Modalidades Utilizadas Atualmente no Brasil	57
5.6	Considerações Finais	60
6	Sistemas de Verificação do posicionamento (Estereotaxia e IGRT)	61
6.1	Frame.....	61
6.1.1	Evolução.....	61
6.1.2	Características	61
6.1.3	Processo de posicionamento com <i>Frame</i>	62
6.1.4	Cuidados e desvantagens	62
6.2	Sistemas <i>Frameless</i>	63
6.2.1	Características	63
6.2.2	Cuidados e desvantagens	63
6.3	Tipos de IGRT	63
6.3.1	Dispositivo eletrônico de imagem portal (EPID)	64
6.3.1.1	Utilização de sistemas de imagens planares MV em Radiocirurgia	64
6.3.2	Tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT)	65
6.3.3	Imagens planares kV.....	66
6.3.4	ExacTrac®	66
6.3.5	Sistemas de monitoramento por superfície	67
6.4	Protocolos de IGRT	68
6.4.1	Protocolo para sistemas <i>Frame</i>	69
6.4.2	Protocolo de imagens para sistemas <i>Frameless</i>	69
6.5	Registro de imagens durante IGRT	70
6.5.1	Modos de registro em IGRT	70
6.5.2	Seleção de parâmetros do registro	70
6.5.2.1	Região de interesse.....	70

6.5.2.2	Número de graus de liberdade.....	71
6.5.2.3	Execução da correção	72
6.6	Requisitos Mínimos.....	73
7	Sistemas de Entrega de Dose.....	75
7.1	Requisitos Mínimos.....	75
7.2	Tipos de Sistemas.....	75
7.2.1	Acelerador Linear com MLC.....	75
7.2.2	Acelerador Linear com cone	79
7.2.2.1	Características dos cones	81
7.2.2.2	Vantagens e desvantagens.....	82
7.2.3	Acelerador Linear Robótico	82
7.2.3.1	Outros aspectos do Acelerador Linear Robótico	86
7.2.4	Acelerador Linear Helicoidal ou em Anel	86
7.2.5	Dispositivo dedicado com ⁶⁰ Co.....	88
7.2.5.1	Introdução.....	88
7.2.5.2	Fontes e Sistema de colimação	89
7.2.5.3	Dados dosimétricos	93
7.2.5.4	Sistema de posicionamento do paciente (<i>Patient Positioning System</i> – PPS)	95
7.2.5.5	Sistemas de monitoramento no equipamento Gamma Knife Icon TM	96
7.2.5.6	Aparato estereotáxico para definir R ³	97
7.3	Características dos feixes.....	98
8	Comissionamento para SRS/REF.....	100
8.1	Comissionamento de Campos Pequenos	100
8.1.1	Teoria e desafios quanto à abordagem de Campos Pequenos	100
8.1.1.1	Desafios relacionados a campos pequenos	100
8.2	Tipos de detectores.....	102
8.2.1	Detectores em tempo real	103
8.2.1.1	Câmara de ionização.....	103
8.2.1.2	Detectores de estado sólido	103
8.2.2	Detectores passivos	104
8.3	Validação do comissionamento	104
8.3.1	Equipamento de imobilização	104
8.3.2	Sistema de planejamento de tratamento	105
8.3.3	Teste de ponta a ponta (End to End - E2E)	107
9	Programa de Garantia da Qualidade	109

9.1	Sistemas de conferência de Unidade Monitora	109
9.1.1	UM e Correção de Heterogeneidade.....	110
9.1.2	Limitações para o Cálculo de UM.....	110
9.1.3	Cálculo de UM independente.....	111
9.1.4	UM em terapia estereotáxica	111
9.2	Dosimetria de Campos Pequenos	111
9.2.1	Dosimetria de referência.....	112
9.2.2	Dosimetria relativa	113
9.2.3	Definição do tamanho de campo	114
9.3	QA paciente específico	114
9.3.1	Objetos Simuladores.....	115
9.3.1.1	Propriedades dos objetos simuladores	116
9.3.1.2	Objetos simuladores na Prática Clínica da SRS	117
9.4	Controle de Qualidade dos dispositivos de imagem	119
9.4.1	CQ para imagens de Tomografia Computadorizada.....	119
9.4.2	CQ para imagens de Ressonância Magnética	120
9.5	Controle de Qualidade dos Sistemas de IGRT	122
9.5.1	Introdução.....	122
9.5.2	Implementação da IGRT	123
9.5.3	Programa de garantia da qualidade em IGRT	124
9.5.4	Testes de segurança e funcionalidade.....	124
9.5.4.1	Inspeção visual	124
9.5.4.2	Posição do tubo de raios-X (Imagens kV)	124
9.5.4.3	<i>Warm-up</i> (kV)	125
9.5.4.4	Sinalização luminosa	125
9.5.4.5	Sensor de colisão.....	125
9.5.5	Testes para avaliação de parâmetros geométricos/radiação.....	125
9.5.5.1	Sistema de aquisição de imagens 2D (kV) – <i>Fixed to system</i>	126
9.5.5.2	Posição do painel detector.....	126
9.5.5.3	Alinhamento do centro da imagem com a projeção do isocentro no painel detector	127
9.5.5.4	Coincidência entre coordenadas (isocentros) – Imagens 2D kV.....	128
9.5.5.5	Posicionamento/reposicionamento (Imagens kV)	128
9.5.5.6	Precisão da escala	128
9.5.6	Sistema de aquisição de imagens 2D (kV) – <i>Room based</i>	128
9.5.6.1	Sistema Exactrac (ET).....	128
9.5.6.2	Verificação das calibrações	129
9.5.6.2.1	<i>Calibração do isocentro</i>	129
9.5.6.2.2	<i>Calibração do sistema de raios-X</i>	129

9.5.6.3	Verificação da posição do isocentro.....	129
9.5.6.4	Recalibração dos pixels do painel formador de imagem.....	130
9.5.7	Sistema de aquisição de imagens volumétricas (CBCT)	130
9.5.7.1	Calibração geométrica (Teste <i>flexmap</i>).....	131
9.5.7.2	Posicionamento/reposicionamento.....	131
9.5.8	Qualidade das imagens.....	132
9.5.8.1	Distorção geométrica (Escala geométrica)	132
9.5.8.2	Resolução e contraste.....	133
9.5.8.3	Uniformidade e Ruído	133
9.5.9	Infraestrutura do sistema	133
9.5.9.1	Integração entre os sistemas	134
9.5.9.2	Correspondência entre as unidades.....	134
9.5.9.3	Correspondência entre as escalas.....	134
9.5.10	Dose durante o procedimento IGRT.....	134
9.5.11	Periodicidade e tolerâncias para os testes de sistemas de IGRT	134
9.6	Controle de Qualidade dos Sistemas de Entrega de Dose.....	136
9.7	Controle de Qualidade dos Sistemas de Colimação	141
9.7.1	Testes Estáticos do MLC	141
9.7.2	Testes Dinâmicos do MLC.....	142
9.8	Análise de Riscos.....	144
9.8.1	Análise dos Modos de Falha e Efeitos (FMEA).....	144
9.8.1.1	Exemplos de resultados da FMEA para alguns dispositivos de irradiação utilizados em SRS.....	147
9.8.2	Análise de Árvore de Falhas (FTA)	148
9.8.3	FTA e FMEA.....	149
10	Recursos Humanos	150
10.1	Funções e Responsabilidades.....	150
10.2	Treinamento e Educação Continuada.....	152
10.3	Dimensionamento da Equipe	153
	Referências	155

1 Introdução

A radiocirurgia (SRS) revolucionou o tratamento de diversas patologias intra e extracranianas. Apesar da existência de *guidelines* internacionais e trabalhos randomizados controlados com o mais alto grau de evidência científica, não há uma definição universalmente aceita do termo radiocirurgia, principalmente, após a progressiva substituição dos imobilizadores do tipo *frames* estereotáxicos por tratamentos guiados por imagem de alta definição (GUCKENBRGER *et al.*, 2020).

A radiocirurgia pode ser definida como o tratamento que utiliza radiação ionizante de forma focal e precisa, com intenção de ablação do alvo. Através de múltiplos feixes de radiação que convergem para o volume de interesse, a dose do tratamento é conformacional e máxima dentro da lesão tratada, com rápida queda de dose fora do alvo (do inglês *fall off*) acentuado. Concomitantemente, há preservação máxima dos tecidos sadios circunjacentes. Para localização do alvo de forma precisa, é utilizado dispositivos de imobilização e imagem durante o tratamento (KONDZIOLKA *et al.*, 2004).

A Tabela 1 apresenta um resumo das características gerais para realização de radiocirurgia.

Tabela 1. Características gerais para realização de radiocirurgia.

Características da Radiocirurgia
Uso de Imagens volumétricas no planejamento (Cortes de 0,5 a 2mm)
Delineamento claro do alvo a ser tratado
Uso de dispositivo de imobilização (<i>Frame</i> estereotáxico ou máscara)
1 a 5 frações
Doses Ablativas
Alto gradiente de dose
Preservação máxima dos tecidos sadios circunjacentes
Precisão (Entrega de dose guiada por estereotaxia ou por imagem de alta definição)

1.1 Radiocirurgia Estereotáxica (SRS) e Radiocirurgia Estereotáxica Fracionada (SRS-F)

A radiocirurgia pode ser utilizada no tratamento de diversas doenças: tumores benignos, tumores malignos, malformações vasculares, neuralgia do trigêmeo, distúrbios de movimento, epilepsia, entre outras.

Na concepção original, a radiocirurgia é um tratamento realizado em dose única, porém, é aceito atualmente a utilização do termo em tratamentos com até 5 frações. Nos casos em que o tratamento é realizado em 2 a 5 frações ablativas, o termo radiocirurgia fracionada (SRS-F) também é descrito na literatura.

Já na radioterapia estereotáxica fracionada, o número de frações é superior a 5 (em média 28 a 30 frações), utilizando doses não ablativas, direcionadas de forma focal e precisa através dos sistemas de imobilização. Entretanto, classicamente, o tratamento é realizado considerando métricas específicas diferentes para avaliar a distribuição da dose e precisão (KONDZIOLKA *et al.*, 2004), conforme apresentado na Tabela 2.

Em consenso da DEGRO (Sociedade de Radioncologia da Alemanha), a precisão

geométrica tridimensional em testes *End-to-End* (E2E) específicos da plataforma de tratamento requer incertezas geométricas de no máximo (GUCKENBRGER *et al.*, 2020) :

- 1 mm para SRS.
- 1.25 mm para SRS-F.
- 1.5 mm para radiocirurgias extracranianas com alvos em movimentação.

Tabela 2. Definições que caracterizam a SRS, SRS-F e a radioterapia estereotáxica.

	Radiocirurgia	Radiocirurgia Fracionada	Radioterapia Estereotáxica
Número de Frações	1	2 à 5	Mais que 5
Doses ablativas	Sim	Sim	Não
Diâmetro da lesão tratada	< 3cm	> 3-5 cm	> 5 cm
Tratamento de patologias funcionais	Sim	Não	Não
Tratamentos de malformações arteriovenosas	Sim	Sim	Não

A escolha entre as diversas modalidades de tratamento dependerá de uma série de fatores relacionados a:

- Paciente (tipo de doença, tamanho e volume da lesão, localização da lesão, proximidade a OAR).
- Equipe (experiência e treinamento).
- Tecnologia (qualidade da imagem, precisão da plataforma, dispositivo de fixação, dispositivo de monitoramento durante o tratamento, testes de qualidade).
- Plano (dose utilizada, tolerância de OAR, margens utilizadas).

Na Figura 1 abaixo está exemplificado três tratamentos distintos para uma mesma patologia (Meningioma grau 1).

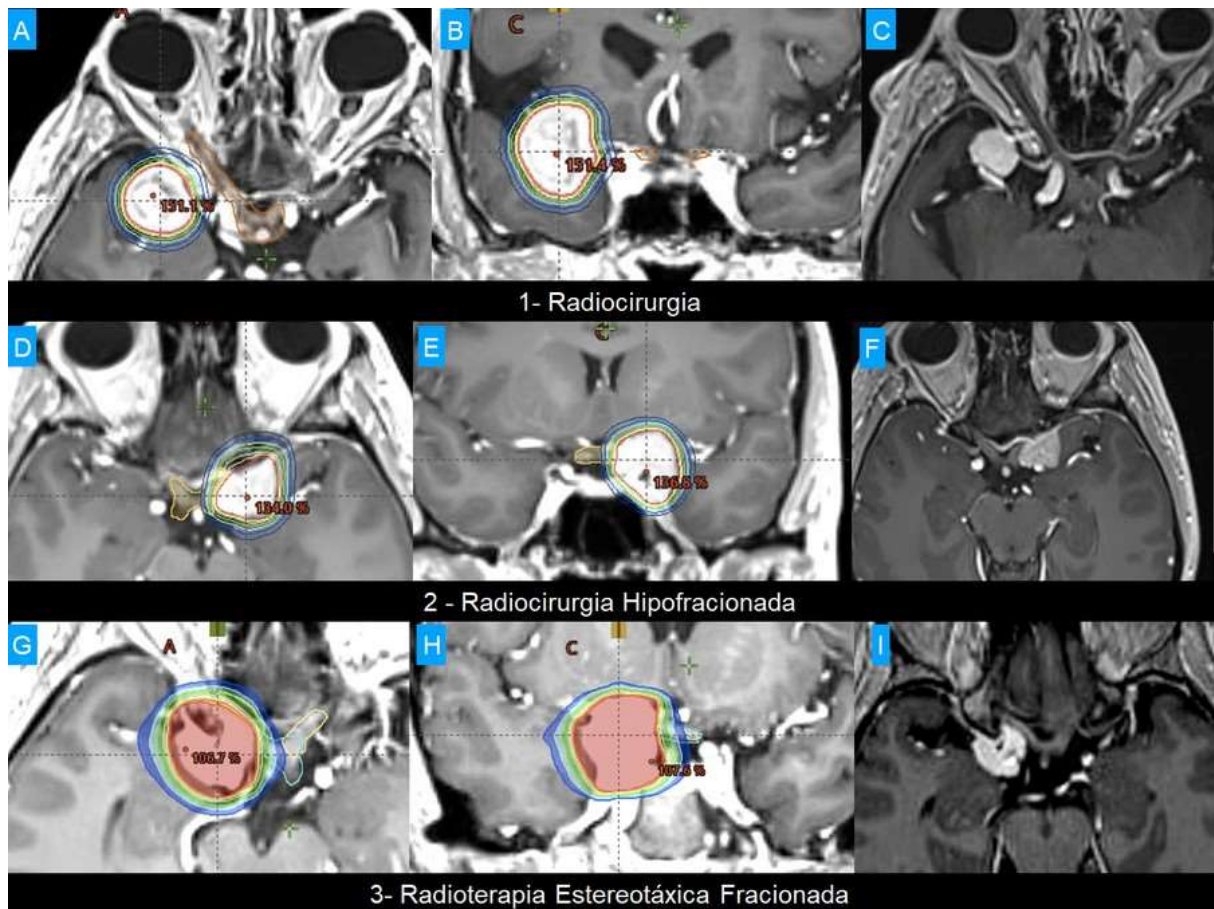


Figura 1. Exemplo de 3 tratamentos distintos para a mesma patologia (Meningioma grau 1). 1 - **Radiocirurgia**. Paciente de 69 anos, com diagnóstico de meningioma de esfenóide em crescimento. Devido ao volume e distância do tracto óptico, optado pela realização de tratamento com radiocirurgia em dose única de 15Gy. A- Corte axial de ressonância ponderada em T1 com contraste evidenciando as curvas de Isodose (de 100% até 50%), com dose em nervo óptico menor que 8Gy. B- Corte coronal, evidenciando as curvas de Isodose (de 100% até 50%). C- Ressonância controle após 3 anos de tratamento. Paciente se mantém assintomática, com visão preservada. 2 - **Radiocirurgia Hipofracionada**. Paciente de 41 anos, com diagnóstico de meningioma em topografia de seio cavernoso e asa do esfenóide em crescimento. Devido ao volume e distância do nervo óptico e quiasma, optado por radiocirurgia hipofracionada com 5 frações de 5Gy (25Gy total). D- Corte axial de ressonância ponderada em T1 com contraste evidenciando as curvas de Isodose (de 100% até 50%), com dose em nervo óptico menor que 23Gy. E- Corte coronal, evidenciando as curvas de Isodose (de 100% até 50%). F- Ressonância controle após 4 anos de tratamento. Paciente se mantém assintomática e visão preservada. 3 - **Radioterapia Esterotática Fracionada**. Paciente de 55 anos, com diagnóstico de meningioma em topografia do seio cavernoso e clinóide em crescimento, com cefaléia. Devido ao volume e compressão do nervo óptico e quiasma, optado por radioterapia estereotática fracionada com 28 frações de 1.8Gy (50.4Gy total). G- Corte axial de ressonância ponderada em T1 com contraste evidenciando as curvas de Isodose (de 100% até 50%). H- Corte coronal, evidenciando as curvas de Isodose (de 100% até 50%). I- Ressonância controle após 6 anos de tratamento. Paciente se mantém assintomática, com melhora da cefaléia prévia e visão preservada.

1.1.1 Patologia

A doença a ser tratada é fundamental na escolha entre a SRS e a SRS-F. Basicamente, o tratamento de transtornos funcionais (dor central, neuralgia do trigêmeo, epilepsia, distúrbios do movimento) é realizada por SRS (TULEASCA *et al.*, 2018), (KONDZIOLKA, 1999).

No tratamento de malformações arteriovenosas apesar da vasta literatura a respeito da SRS, casos selecionados (lesões grandes e próximas a OAR) podem ser tratados com SRS-F (LINDVALL *et al.*, 2015). Contudo, o tratamento com fracionamento convencional não apresenta bons resultados, uma vez que o número de frações não aumenta a taxa de obliteração, e sim, o aumento da dose por fração (KARLSSON *et al.*, 2006).

1.1.2 Tamanho e volume do Alvo

Um dos conceitos mais importantes da SRS é que a capacidade de um tecido normal tolerar a irradiação depende circunstancialmente do volume do tecido irradiado. A SRS permite que lesões pequenas sejam irradiadas com segurança em altas doses. Há uma relação linear entre volume da lesão irradiada e volume do tecido sadio circunjacente irradiado (FLICKINGER *et al.*, 2007). Em malformações arteriovenosas, o volume de cérebro irradiado que recebe uma dose maior que 12 Gy, é um fator de risco independente para complicações, especialmente ao ultrapassar o volume de 10 cc (FLICKINGER *et al.*, 2000) (GRAFFEO *et al.*, 2020). Em situações em que o volume da lesão não permite o tratamento com a dose adequada, devido aos riscos de seqüela por danos dos tecidos sadios circunjacentes, a SRS-F e a radioterapia estereotáxica são consideradas. Anatomicamente, o conteúdo do encéfalo é complexo, com diversas estruturas distintas, e por conseguinte, tolerância a radiação também distintas.

1.1.3 Localização do Alvo

A localização da lesão a ser tratada é fundamental na definição da dose e esquema de fracionamento. O risco de complicações para um mesmo volume de tecido sadio circunjacente irradiado aumenta progressivamente conforme há aumento de densidade de fibras eloquentes. O tronco cerebral e o tálamo possuem um maior risco de complicações quando comparados com outras áreas de cérebro (FLICKINGER *et al.*, 2013). Lesões próximas das vias ópticas também apresentam maiores riscos de complicações, especialmente a neurite óptica radio induzida.

1.2 Protocolos de dose

A escolha da dose em SRS depende da consideração dos dados existentes de dose-resposta, da irradiação do cérebro e tecidos circunjacentes. Além do objetivo do tratamento (controle tumoral, obliteração de malformação arteriovenosa, controle da dor na neuralgia do trigêmeo, etc.) (FLICKINGER *et al.*, 2013), a prescrição da dose de radiação é o último passo na SRS e SRS-F. Após ser consideradas todas as características do tratamento, e a relação risco/benefício, considera-se a dose ótima aquela que melhor proporcionar ao paciente a chance de cura, com o menor risco de efeitos colaterais. Na seleção da dose prescrita, o tamanho e volume alvo são fundamentais no tratamento.

O protocolo de dose a ser prescrito varia conforme a patologia de base, a localização do alvo (relação com o OAR) e volume do alvo.

Assim sendo, recomenda-se:

1.2.1 Tumores malignos

1.2.1.1 Metástase Cerebral

Dose periférica máxima de até (dose única):

- 24 Gy em lesões com até 2,0 cm (em seu diâmetro máximo);
- 18 Gy em lesões com diâmetro máximo entre 2,1 cm a 3,0 cm;
- 15 Gy em lesões com diâmetro máximo superior a 3,0 cm;

A dose segue a recomendação do RTOG 9005 (SHAW *et al.*, 2000a), o qual avaliou risco de toxicidade com o escalonamento de dose pelo diâmetro máximo da lesão.

Em lesões com diâmetro máximo maior a 3,0 cm, o tratamento fracionado (SRS-F) pode ser utilizado com esquemas em 3 frações (dose máxima de até 9 Gy/fração), 5 frações de 6-7 Gy/fração ou até mesmo com radioterapia em dois tempos (*Dose Staging*), sendo a primeira dose com cerca de 10-12 Gy e nova fração em cerca de 30 dias.

1.2.1.2 Gliomas malignos

Para gliomas malignos a dose máxima periférica recomendada segue as mesmas para metástases cerebrais do RTOG 9005 (SHAW *et al.*, 2000a):

Dose periférica máxima de até (dose única):

- 24 Gy em lesões com até 2,0 cm (em seu diâmetro máximo);
- 18 Gy em lesões com diâmetro máximo entre 2,1 cm a 3,0 cm;
- 15 Gy em lesões com diâmetro máximo superior a 3,0 cm;

Em lesões com diâmetro máximo maior a 3,0 cm, o tratamento fracionado (radiocirurgia fracionada) pode ser utilizado com esquemas em 3 frações (dose máxima de até 9 Gy/fração) e 5 frações ou ainda 10 frações (radioterapia estereotáxica fracionada).

1.2.2 Tumores benignos

1.2.2.1 Meningeomas

Dose periférica mínima de 12 Gy e máxima de até 16 Gy, considerando a relação com OAR, o grau e volume do alvo.

A SRS-F também pode ser avaliada em lesões volumosas, com edema e em íntimo contato com OAR como vias ópticas e tronco cerebral. Esquemas com 3 frações, 5 frações (de 5 Gy por fração) e fracionamento convencional são as alternativas opcionais.

1.2.2.2 Neurinomas

Dose periférica máxima entre 12-13 Gy, em dose única. Em casos selecionados, o hipofracionamento com 5 frações de 5 Gy/fração vem sendo descrito.

A depender do volume, da localização e da dose em OAR (cóclea, tronco cerebral) a radioterapia estereotáxica convencional pode ser uma alternativa. Estudos retrospectivos sugeriram que o uso do fracionamento convencional poderia reduzir o risco de perda auditiva, porém com baixa evidência científica, sendo que a escolha pelo fracionamento e dose deve seguir critérios objetivos como localização, tecnologia disponível e avaliação dos limites de doses para os OAR.

1.2.2.3 Tumores hipofisários

A dose máxima a ser prescrita pode variar além da localização e volume, pelo fato de ser secretor ou não secretor. Os tumores secretores necessitam de uma dose maior para um melhor controle bioquímico.

Dose prescrita (dose única):

- 24 Gy para tumores secretores;
- 12-16 Gy para tumores não secretores. Em revisão recente, doses maiores que 16 Gy não adicionaram maior controle em relação a doses entre 12-16 Gy (MINNITI; OSTI; NIYAZI, 2016). Por outro lado, doses marginais menores que 12 Gy foram significativamente

associados com um pior controle (SHEEHAN *et al.*, 2013).

A SRS-F pode ser utilizada em casos próximos aos OARs em que a dose única não deve ser possível. O uso de 21 Gy em 3 frações ou 25 Gy em 5 frações demonstraram bom controle tumoral em tumores não secretores (IWATA *et al.*, 2011) (LIAO *et al.*, 2014). Para lesões volumosas, próximas ao quiasma, radioterapia estereotáxica pode ser uma opção com doses variando de 50,4 Gy a 54 Gy em fracionamento convencional.

1.2.3 Malformação arteriovenosa (MAV)

Existe uma clara relação entre a dose marginal no *nidus* e o sucesso de obliteração vascular da MAV, porém há também uma clara relação entre o volume do cérebro normal que recebe 12 Gy (V12) e o risco de radionecrose sintomática. Estudos demonstram que a dose marginal inferior a 15 Gy, apresenta uma baixa chance de obliteração do *nidus*.

Dose máxima prescrita (dose única):

- 15-24 Gy (dose marginal), variando de acordo com o volume do cérebro normal que recebe 12 Gy;

Em situações de *nidus* volumoso, com dose marginal inferior a 15 Gy devido ao V12 do cérebro sadio, pode-se tentar SRS-F em 5 frações ou tratamento em duas etapas (parte do *nidus* com dose marginal eficiente tratada em um momento e o restante cerca de 3-6 meses após o primeiro tratamento), apesar da baixa evidência científica dessa estratégia.

2 Simulação do Tratamento

2.1 Tipos de Imobilização e Acessórios

A primeira etapa para realização de uma radiocirurgia é a fixação do sistema de imobilização para o tratamento que será feito para o paciente. Para isso, devemos ter dispositivos de imobilização que proporcionem conforto, reprodutibilidade do posicionamento e, principalmente, precisão geométrica em todos os processos. Esta etapa é essencial para diminuirmos erros residuais sistemáticos que serão propagados ao longo de todo o tratamento.

Esses desafios se acentuam quando a técnica de tratamento utilizada é a radiocirurgia estereotáxica intracraniana, em que são utilizadas altas doses de radiação. Para isso, são necessárias margens mínimas de PTV (*Planning Treatment Volume*), tipicamente de 0 a 3 mm, a fim de diminuir o risco de radionecrose, como resultado de um grande volume de tecidos normais recebendo doses ablativas (BABIC *et al.*, 2018a). Para isso, há vários tipos de sistema de imobilização disponíveis no mercado utilizados para tais finalidades.

2.1.1 Sistema de Imobilização do Tipo *Frame*

O sistema estereotáxico baseado em *frame* é um dispositivo de fixação rígida no formato de um aro que pode ser indexado à mesa de tratamento. Este sistema possui um conjunto de pinos e parafusos que permite sua fixação na cabeça do paciente. Esses dispositivos oferecem duas funções: uma é a de estabelecer, em conjunto com um aparato estereotáxico com fiduciais externos, um sistema de coordenadas estereotáxicas sobre o qual a radioterapia pode ser aplicada. A outra é entregar um método que replique tal sistema de coordenadas ao paciente, de modo que as coordenadas atribuídas à anatomia do paciente sejam idênticas em todas as aplicações (LIGHTSTONE *et al.*, 2005), ou seja, guiar de maneira precisa os feixes de radiação em um foco no cérebro.

Os *frames* estilo Leksell e Bronw-Roberts-Wells (BRW) são os *designers* mais comuns disponíveis comercialmente (Figura 2). Estes sistemas normalmente empregam *hardwares* localizadores (caixas ou hastes) para mapear a imagem diagnóstica do espaço de imagens através de coordenadas estereotáxicas. Pontos de referências do *hardware* localizador são visualizados em cada fatia da imagem de simulação. Como a origem deste sistema de coordenadas é conhecida, ele é utilizado para determinar a localização do alvo de tratamento neste espaço.

Entretanto, para usuários que desejam esse tipo de imobilização, é necessário que o time clínico estabeleça exatidão e precisão de cada uma de suas funções. A colocação do *frame* é um processo minimamente invasivo, que envolve perfurações no couro cabeludo, proporcionando menos conforto ao paciente. Portanto, a logística de todo o procedimento é mais complexa. A colocação do *frame*, aquisição da imagem de simulação, planejamento e entrega do tratamento devem ser realizadas no mesmo dia. Isso exige um maior consumo de tempo da equipe e envolve a presença de um neurocirurgião especialista, enfermeiro, físico médico especialista e radio-oncologista especialista. Devido à alta probabilidade de infecção, o *frame* não pode ser recolocável, restringindo seu uso a tratamentos com frações únicas. A grande vantagem desse método de imobilização está na precisão da localização do alvo de tratamento e na grande reprodutibilidade do posicionamento.



Figura 2. Frame modelo *Leksell Coordinate Frame G*. Fonte: <http://www.ipofisi.com/gamma-knife-radiosurgery/?lang=en>.

Utilizando imagens de raios-X kV planares pré e pós-tratamento, Ramakrshna e colaboradores encontraram valores de erros tridimensionais médios de posicionamento de 1 mm, além de erros tridimensionais de precisão residual pós-tratamento e movimento intra-fração de 0,4 mm para o frame da BRW (Integra Radionics, Burlington, MA, USA). Quanto aos erros residuais de translação média pós-tratamento foram encontrados valores menores que 1 mm e, de rotação, menores que $0,5^\circ$ (RAMAKRISHNA *et al.*, 2010a).

BABIC e colaboradores utilizaram imagens de CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*) pré e pós-tratamento para avaliar o erro de posicionamento tridimensional inter e intrafração do CRW *frame* (Integra Radionics, Burlington, MA, USA). Os valores encontrados por eles foram: 0,67 mm e 0,3 mm, respectivamente (BABIC *et al.*, 2018b).

A excelente reprodutibilidade deste sistema fez com que ele fosse o único a ser utilizado em radiocirurgias durante muitos anos. Porém, os mesmos estudos que demonstraram essa excelente característica também demonstraram ser possível que o *frame* se desloque após a sua fixação por movimentos do paciente (BABIC *et al.*, 2018b), sendo necessário o uso de alguma técnica que permita verificar a localização do mesmo imediatamente antes do tratamento, tais como o uso de imagens radiográficas, tomografia ou marcações na pele que evidenciem a movimentação.

As desvantagens do uso do frame estão no desconforto causado pela dor da fixação do frame, riscos de infecção e de sangramento, a necessidade do uso de anestésicos e talvez de ansiolíticos. Além disso, a necessidade de que o tratamento seja concluído no mesmo dia e, de preferência, no menor tempo possível, pode gerar ansiedade e pressão na equipe de radioterapia. Como consequência, aumentar a probabilidade de ocorrerem situações indesejáveis ou imprevistas, as quais reduzem o tempo hábil para deliberar a melhor solução para um determinado caso. Atualmente existem sistemas de *frame* removível (SALTER *et al.*, 2001) recolocável (HE *et al.*, 2021), não invasivos, elaborados a fim de melhorar o conforto e riscos ao paciente. Com magnitudes médias de translação de isocentros alvos menores que 1,5 mm e precisão rotacional média sobre os eixos cartesianos menores que $0,5^\circ$.

2.1.2 Sistema de Imobilização do Tipo *Frameless*

A necessidade de incorporar a alta precisão de posicionamento e localização dos alvos a

tratamentos com mais de uma fração e a introdução da radioterapia guiada por imagem (IGRT, *Image-Guided Radiotherapy*) de alta precisão (TRYGEESTAD *et al.*, 2011), fez com que a estereotaxia fosse acoplada a outros sistemas de localização não invasivos. Dentre os mais amplamente difundidos estão as máscaras termoplásticas de alta precisão acopladas ou não a sistemas de fixação do maxilar superior, também conhecidos como *bite block*.

As máscaras termoplásticas específicas para radiocirurgia possuem características que possibilitam aumentar a precisão e a reprodutibilidade do posicionamento e da localização dos alvos de tratamento. Isto é obtido através do aumento da espessura do material (reforço) em algumas áreas do rosto do paciente ou em toda ela (máscaras reforçadas), além do uso de suportes de cabeça personalizáveis para cada paciente por meio de máscaras termoplásticas adicionais na parte posterior do crânio ou suportes moldáveis a vácuo (Figura 3).

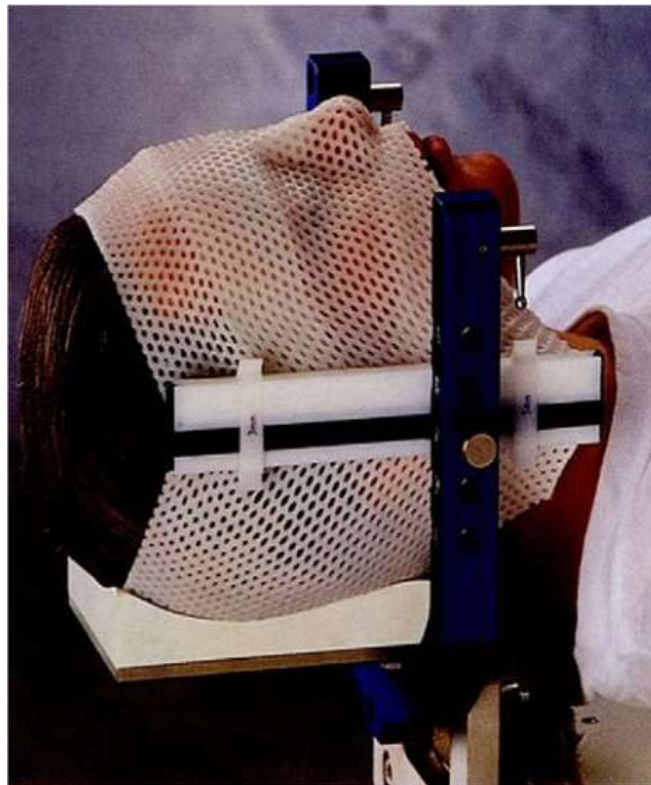


Figura 3. Máscaras termoplásticas para radiocirurgia. Fonte: LITRÉ, Claude Fabien et al. Fractionated stereotactic radiotherapy treatment of cavernous sinus meningiomas: a study of 100 cases. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, v. 74, n. 4, p. 1012-1017, 2009.

Os sistemas de fixação do maxilar superior (*bite block*) utilizam a impressão dental captada através do molde da arcada dentária superior do paciente para reproduzir o posicionamento da sua cabeça e mantê-la imobilizada. Este molde é fixado ao suporte de cabeça do paciente. A maioria dos sistemas comerciais permite associar a este tipo de imobilização a máscara termoplástica específica para radiocirurgia. Além disso, também é possível indexar um sistema de coordenadas estereotáxicas ao suporte de cabeça. Tal suporte deverá ser fixado à mesa de tratamento/simulação (Figura 4).

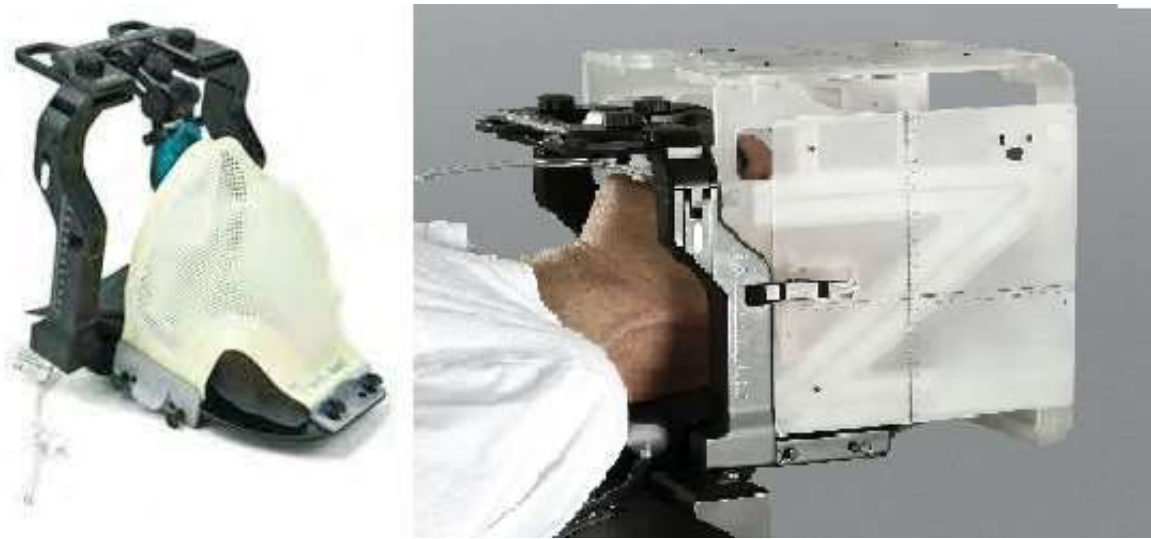


Figura 4. Sistema de Imobilização composto por máscara termoplástica, *bite block* e caixa aocalizadora com coordenadas estereotáxica fixado a mesa de tratamento. Fonte: http://www.orion-france.com/pdf/catalogues/orion_RT_catalogue_contentions&accessoires_2017.pdf.

Diversos estudos analisam a exatidão de posicionamento de diferentes sistemas de máscaras e os resultados variam consideravelmente. Tryggestad e colaboradores utilizaram uma imagem de CBCT pré e pós-tratamento para analisar o movimento inter e intrafração de quatro tipos de máscaras termoplásticas da Civco: Crânio (1), crânio com *vac-lok* para o corpo (2), cabeça e pescoço (3) e cabeça e pescoço com molde de boca (4). Os desvios translacionais tridimensionais do movimento interfração médios (\pm desvio padrão (SD)) foram $2,3 \pm 1,4$ mm, $2,2 \pm 1,1$ mm, $2,7 \pm 1,5$ mm e $2,1 \pm 1,0$ mm para os quatro diferentes sistemas de máscaras, na ordem em que foram apresentados. Os deslocamentos intrafração foram de $1,1 \pm 1,2$ mm, $1,1 \pm 1,1$ mm, $0,7 \pm 0,9$ mm e $0,7 \pm 0,8$ mm para dispositivos 1–4, respectivamente. O artigo também concluiu que o sistema de imobilização 4, máscara com molde de boca, forneceu a melhor precisão e estabilidade geral.

Baumert e colaboradores utilizaram imagens tomográficas semanais para comparar três tipos de imobilização: máscara de crânio (1), máscara com fixador bucal padrão (2) e máscara com fixador bucal personalizado (3). Os desvios médios translacionais foram de $3,7 \pm 2,8$ mm, $3,3 \pm 1,8$ mm e $2,2 \pm 1,1$ mm para os sistemas 1, 2 e 3, respectivamente. O autor também concluiu que a inclusão de fixador bucal reduziu significativamente as rotações laterais (BAUMERT *et al.*, 2005).

Ainda avaliando a precisão das máscaras termoplásticas, mas incluindo a comparação entre o posicionamento baseado em coordenadas estereotáxicas em comparação a imagem de CBCT, Masi e colaboradores utilizaram dois tipos de sistema de imobilização: máscara de crânio e máscara de crânio com *bite block* e realizou o posicionamento inicial de 57 pacientes (131 frações) utilizando as coordenadas estereotáxicas. Após o deslocamento inicial realizaram uma imagem de CBCT e analisaram os deslocamentos encontrados. A média do vetor de deslocamento translacionais foi de $2,9 \pm 1,3$ mm e de $3,2 \pm 1,5$ mm para máscara com *bite block* contra apenas máscara. Ao realizar CBCT pós-tratamento para 33 frações de tratamento, o mesmo estudo encontrou deslocamentos intrafração da ordem de $0,2 \pm 0,55$ mm no eixo X, $0,1 \pm 0,61$ mm no eixo Y e $0,3 \pm 0,55$ mm no eixo Z, sem diferenças significativas entre os dois sistemas de posicionamento (MASI *et al.*, 2008).

Gaevert e colaboradores utilizaram imagens bidimensionais do sistema ExactTrac (Brainlab, Munique, Alemanha) para avaliar os deslocamentos inter e intrafração de 66 tratamentos para esse sistema de imobilização tipo *frameless*. O sistema consiste em máscara termoplástica reforçada e com um fixador bucal customizado. O erro de posicionamento translacional médio encontrado foi de 1,91

mm, enquanto os erros rotacionais médios foram menores que $0,23^\circ$ por eixo. Quanto ao movimento intrafração, o mesmo autor encontrou um deslocamento tridimensional médio de 0,58 mm e desvios rotacionais médios menores que $0,03^\circ$ por eixo (GEVAERT *et al.*, 2012). Minniti e colaboradores avaliaram o mesmo sistema de imobilização, porém com imagens tomográficas pré e pós-tratamento. O deslocamento interfração tridimensional médio encontrado foi de 0,5 mm e o intrafração foi de 0,09 mm (MINNITI *et al.*, 2011).

Para Ramakrshna e colaboradores, erros residuais translacionais de 0,7 mm (desvio padrão de 0,5 mm) foram encontrados pós-tratamento e movimento intra-fração para pacientes com sistemas de máscaras termoplásticas sem fixador bucal da Brainlab (RAMA- KRISHNA *et al.*, 2010b).

O sistema de localização Fraxion (Elekta, A.B., Estocolmo, Suécia) consiste em uma máscara termoplástica, de um suporte de cabeça moldado a vácuo e de um fixador bucal customizado. Este sistema foi analisado por HE, D. C. e colaboradores através da realização de um CBCT pré-tratamento. O vetor translacional médio encontrado para o movimento interfração foi de $1,473 \text{ mm} \pm 0,618 \text{ mm}$ (HE *et al.*, 2021).

Com a incorporação de sistemas modernos e sub milimétricos de verificação de posicionamento na sala de tratamento, o movimento intrafração passou a ser uma das principais preocupações a respeito do sistema de imobilização. Neste tipo de movimentação, por vezes, não é apenas a reprodutibilidade do sistema ou sua exatidão que influenciam. Este tipo de movimento também pode ser influenciado pelo conforto do paciente e pelo tempo de tratamento (WANG *et al.*, 2015), (DONALD *et al.*, 2020).

Também é importante analisarmos o impacto que tais deslocamentos possuem na entrega da dose de tratamento. Para Guckenberger e colaboradores que avaliaram as consequências dosimétricas de erros de *setup* e movimentos intrafração, a exatidão das radiocirurgias intracraniana precisa estar dentro de 1 mm ou menos para evitar perda da cobertura do alvo e conformação de dose maior que 5% comparado ao planejado (GUCKENBERGER *et al.*, 2012). O posicionamento com máscaras termoplásticas resultam em erros substanciais, os quais precisam ser corrigidos por IGRT antes da entrega da dose. Portanto, tais procedimentos com correção de erros translacionais, por IGRT, alcançam altas exatidão geométrica e dosimétrica. Erros intrafração/interfração não corrigidos também podem diminuir a cobertura e conformidade do alvo a menos que sejam compensados com margens de segurança apropriadas.

Pode-se perceber que existe uma boa variação entre os valores encontrados por diferentes estudos. Isso se deve ao fato de que cada serviço possui o seu fluxo de trabalho, a sua maneira de moldar as máscaras, os seus sistemas de imobilização e até mesmo características específicas do seu grupo de pacientes. Além disso, o método de avaliação dos deslocamentos também varia de acordo com cada estudo. A Tabela 3 resume os resultados dos estudos apresentados.

Em geral, erros de *setup* foram maiores para estudos mais antigos: isto pode ser explicado pelo não uso de modernas tecnologias de IGRT, as quais permitem detecção mais precisa até mesmo de pequenos erros.

As vantagens dos sistemas *frameless* estão na não invasividade do procedimento, no maior conforto oferecido ao paciente quando comparado ao sistema tipo *frame* e no maior tempo que a equipe possui para planejar e discutir o caso. Além disso, ele pode ser utilizado em tratamentos com mais de uma fração.

Mesmo o sistema *frameless* sendo um tipo de imobilização mais simples, ele não é aplicável a todo tipo de paciente. O sistema do tipo *bite block* não pode ser utilizado por pacientes que não possuam a dentição fixa ao maxilar, tal como a dentadura, ou que possuam pouca dentição. Pacientes com claustrofobia também terão dificuldades ao se submeter a esse tipo de imobilização

e provavelmente necessitarão de sedação.

Outra desvantagem do sistema *frameless* é que o usuário necessitará de um sistema de IGRT para aquisição de imagens, uma vez que não é recomendado a realização de tratamentos de alta precisão, tal como a radiocirurgia sem a verificação de posicionamento pré-tratamento utilizando este tipo de imobilização, ainda que o sistema possua localização estereotáxica (BAUMERT *et al.*, 2005). Todavia, quando o sistema de aquisição de imagem é utilizado, o uso deste tipo de imobilização se mostra seguro para a realização de radiocirurgias.

Por fim, alguns outros dispositivos de imobilização podem ser utilizados para garantir o conforto do paciente, como apoios de joelhos e pés e colchões antiderrapantes.

Tabela 3. Resumo dos trabalhos científicos citados.

Exatidão de diferentes sistemas de imobilização				
Sistema de Imobilização	Técnica de Verificação de Posicionamento	Erro médio (Interfração)	Erro médio (Intrafração)	Autor
CRW <i>frame</i>	CBCT pré e pós	0,67 mm	0,30 mm	BABIC S. <i>et al.</i>
BRW <i>frame</i>	ExacTrac pré e pós	1,0 mm	0,40 mm	Ramakrshna, N. <i>et al.</i>
Civco- Cab. e Pescoço	CBCT pré e pós	2,70 mm	0,70 mm	Tryggestad <i>et al.</i>
Cab. e Pesc. com molde de boca		2,10 mm	0,70 mm	
Máscara de crânio	CT semanal	3,70 mm	-	Baumert <i>et al.</i>
Máscara de crânio com fixador bucal padrão		3,30 mm	-	
Máscara de crânio com fixador bucal personalizado		2,20 mm	-	
Máscara de crânio	CBCT pré e pós	3,20 mm	0,37 mm	Masi <i>et al.</i>
Máscara de crânio com fixador bucal personalizado		2,90 mm		
Máscara de crânio com fixador bucal BrainLab	ExacTrac pré e pós	1,91 mm	0,58 mm	Gaevvert <i>et al.</i>
Máscara de crânio com fixador bucal BrainLab	CT pré e pós	0,50 mm	0,09 mm	Minniti <i>et al.</i>
Máscara de crânio com fixador bucal personalizado Fraxion	CBCT pré	1,473 mm	-	HE, D. -C. <i>et al.</i>

Fonte: Tabela dos Autores.

2.1.3 Como escolher o sistema de Imobilização mais adequado?

Analisando os diversos estudos existentes sobre acessórios de imobilização, é possível notar que existe uma grande variação entre os resultados dos deslocamentos obtidos ainda que o sistema avaliado seja o mesmo. Isso acontece porque o modo de avaliação dos estudos varia e porque esse tipo de sistema é usuário/paciente dependente, ou seja, o processo de confecção dos acessórios e as características dos pacientes que irão utilizá-los são de extrema relevância para a reprodutibilidade dos mesmos. Buscando solucionar este tipo de problema a Associação Americana de Físicos Médicos (*American Association of Physicists in Medicine - AAPM*) publicou em seu relatório N.68 (LIGHTSTONE *et al.*, 2005) alguns itens importantes que devem ser averiguados por físicos médicos antes de adquirir um sistema de imobilização para radiocirurgia, tais como:

- Buscar na literatura informações a respeito do sistema de imobilização: reprodutibilidade, exatidão de posicionamento, análises da facilidade do uso, vantagens e desvantagens, aplicabilidade aos seus pacientes e equipamentos, entre outros. Essas informações devem ser compartilhadas com o corpo clínico;
- Parte das referências e documentos devem ser obtidos com o próprio fabricante, principalmente, no que tange os riscos inerentes ao sistema;
- Após a aquisição, sugere-se documentar os testes realizados com sistema de posicionamento, desde aqueles sugeridos pelo fabricante até aqueles desenvolvidos pela equipe de física médica;
- Executar o programa de treinamento solicitado pelo fabricante para todos os participantes da equipe envolvida no processo;
- Se possível, escolher um grupo de pacientes para o qual a reprodutibilidade não seja crítica quanto na radiocirurgia e analisar os dados de deslocamentos obtidos na instituição. Comparar os resultados obtidos com aqueles descritos pelo fabricante, se necessário, discutir os valores encontrados. Apresentar os dados obtidos ao corpo clínico e discutir com eles se as margens aplicadas seriam adequadas.

Por fim elaborar um programa de controle de qualidade e analisar os seus próprios deslocamentos irá ajudar a compreender melhor o seu sistema e a ganhar confiança, pois uma vez que se conhece os pontos fortes e as fragilidades do sistema é possível estabelecer a melhor estratégia de imobilização para cada paciente.

2.2 Imagens em Radiocirurgia

Em radiocirurgia estereotáxica (SRS/SRS-F), volumes alvos são irradiados com doses ablativas e com margens mínimas de tratamento. Portanto, para o sucesso clínico do tratamento a precisão geométrica, tanto no planejamento quanto no tratamento, é de extrema importância. Por este motivo, os estudos de imagens do paciente devem ser de alta qualidade e alta resolução.

Depois de uma imobilização adequada, é adquirido um conjunto de imagens para o planejamento com o paciente na posição de tratamento; geralmente uma tomografia computadorizada (TC) de alta resolução é o exame realizado. Dependendo do local de tratamento e dos estudos adicionais, essas imagens podem ser realizadas com e/ou sem contraste. Estudos

adicionais devem ser feitos em várias modalidades de imagem, como, por exemplo, Ressonância Magnética (RM), para auxiliar na definição do volume alvo de tratamento e dos tecidos normais adjacentes.

2.2.1 Tomografia Computadorizada (TC) no planejamento de SRS/SRS-F

A tomografia computadorizada é fundamental no processo de planejamento do tratamento. O planejamento de radioterapia é, principalmente, baseado nas imagens de TC, já que as mesmas fornecem informações detalhadas sobre a anatomia do paciente, bem como os dados de densidade eletrônica do tecido, necessários para o cálculo da dose no sistema de planejamento com correções de heterogeneidade.

Para atingir o objetivo do tratamento de entregar com precisão uma alta dose de radiação ao volume alvo, com rápida diminuição da dose em seus arredores, poupando OAR, a precisão do delineamento do alvo é essencial. Portanto, alguns cuidados devem ser tomados no momento da aquisição da tomografia.

2.2.1.1 Considerações sobre o uso de contraste

Uma vez que as lesões e os OAR são de difícil visualização em TCs sem o uso de contraste, o uso do mesmo se faz necessário para uma melhor definição do volume alvo e dos OARs. Em alguns casos, as imagens complementares utilizadas, como as imagens de RM, podem ter sido adquiridas dias ou até mesmo semanas antes da data do tratamento, o que pode levar a erros na determinação do tamanho do volume alvo e sua localização. Portanto, uma TC com contraste, pode auxiliar não só no delineamento dos volumes alvos e OARs, como também na avaliação de lesões expansivas. Informações detalhadas sobre técnicas de contraste e considerações podem ser encontradas no *American College of Radiology* (<https://www.acr.org/>).

Em teoria, a presença de contraste pode afetar a precisão do cálculo de dose, uma vez que os agentes de contraste possuem uma alta densidade, ocasionando em altos valores de unidade *Hounsfield* (HU). Alguns estudos avaliaram esse efeito e, em muitos casos, essas alterações são clinicamente insignificantes em termos de cálculo de dose para tumores no cérebro, tendo maior influência no planejamento para irradiação de outros sítios anatômicos (ELAWADI *et al.*, 2021), (SHIBAMOTO *et al.*, 2007). Porém, outros estudos indicam que o uso de agentes de contraste apresentam uma diferença estatística significativa, não só no valor de HU, mas também na dosimetria, análise *gamma*, profundidade efetiva e dose, especialmente se o alvo estiver posicionado numa localização em que muitos feixes passarão por cavidades e tecidos não homogêneos (ZHANG *et al.*, 2021), e apontam uma variação maior para feixes sem filtro achatador do que para feixes convencionais com filtro achatador (KIM *et al.*, 2013). De qualquer forma, é encorajador realizar a aquisição de uma TC sem contraste para o cálculo da dose, seguido de uma imagem com contraste, para a melhor visualização das estruturas, uma vez que não há um consenso sobre o impacto dos agentes de contraste no cálculo de dose em Radioterapia.

2.2.1.2 Principais Parâmetros de Aquisição da Imagem

Como já mencionado, a qualidade da imagem da tomografia usada no planejamento terapêutico é imprescindível para o sucesso clínico do tratamento. Por isso, é importante definir alguns parâmetros que têm impacto na qualidade da imagem.

Na grande maioria dos tomógrafos disponíveis, a matriz de reconstrução é limitada a 512 x 512

píxeis, o que significa dizer que a quantidade de píxeis é fixa e o que é possível variar é o tamanho de cada pixel através da variação do tamanho do campo de visão (FOV, do inglês, *Field Of View*). Pode-se dizer que quanto menor for o tamanho do píxel melhor será a resolução geométrica da imagem, impactando diretamente em uma melhor visualização de bordas e, conseqüentemente, em uma melhor definição dos volumes alvo dos OARs. O tamanho do píxel será definido pela razão entre o FOV e a matriz de reconstrução, a qual é de 512 x 512 píxeis. Portanto, um FOV de 360 mm é, na maioria das vezes, suficiente para contemplar todo o crânio do paciente, e o tamanho do píxel ficará com 0,7 mm x 0,7 mm (SCHELL *et al.*, 1995). Sendo assim, um FOV de 360 mm é o mais indicado neste caso, sendo aceito um FOV de até 512 mm.

O volume formado pelas dimensões do píxel com a profundidade do corte é conhecido como voxel, este que é outro importante parâmetro para obter uma imagem de alta resolução. Por via de regra, quanto menor for o volume do voxel, maior será o poder de definição de estruturas pequenas. A profundidade do corte está diretamente relacionada com a espessura de corte definido no tomógrafo. A espessura de corte da TC deve ser inferior a 2 mm. Para alvos pequenos, com diâmetros menores que 1,5 cm, a espessura do corte deve ser a menor possível disponível (SOMIGLIANA *et al.*, 1996).

Estudos demonstram que a distribuição de dose em um planejamento depende fortemente da espessura do corte. Imagens com espessura de corte menor permitem um cálculo mais preciso da dose em comparação com imagens com maior espessura (SRIVASTAVA; C-W; J, 2016), (SOMIGLIANA *et al.*, 1996). Além disso, imagens com cortes de pequena espessura (1 mm) melhoram a homogeneidade e a conformidade da dose, o que pode ser muito importante para estruturas menores, não só para alvos pequenos, mas também para OARs como nervos ópticos, cóclea e cristalinos, entre outros.

Uma vez definida a espessura de corte, o parâmetro do deslocamento da mesa do tomógrafo deve ser compatível com esta espessura. Em alguns fabricantes este parâmetro é definido pelo incremento (deslocamento da mesa) do exame. O incremento deve ser menor ou igual a 1 mm para uma espessura de corte de 1 mm. A razão do incremento pela espessura de corte é chamada de *pitch*. O *pitch*, portanto, deve ser menor ou igual a 1, pois assim irá garantir que não haja perda de informação entre os cortes, uma vez que o incremento não será maior que a espessura de corte. Sendo assim, é possível definir com segurança o intervalo de reconstrução da imagem, ou espaçamento entre os cortes, de 1 mm.

O comprimento da varredura deve contemplar toda a região da cabeça, de modo que seja possível a utilização de campos não coplanares durante o planejamento. A fim de considerar o espalhamento da dose no cálculo, o estudo deve também ter uma margem de 5 cm estendido além da base do crânio. Alguns sistemas de radiocirurgia recorrem às caixas de localização estereotáxicas. Neste caso, deve-se ter o cuidado de que a imagem da TC contemple a caixa localizadora em sua totalidade. Os OARs relevantes ao caso, também devem ser totalmente contemplados pela TC para uma análise precisa do histograma dose-volume (DVH). Deve-se observar também se há falta de informação na imagem de TC de planejamento, uma vez que, a maioria dos sistemas de planejamento não permitem o uso de feixes que atravessam essa região com falta de informação anatômica.

2.2.1.3 Definindo o Protocolo de Aquisição da Imagem

Uma vez conhecendo os principais parâmetros e sua importância, é possível definir o protocolo de aquisição de imagem para a SRS. Considerando um tomógrafo de no mínimo 16 canais, a tensão de aquisição da imagem geralmente fica em torno de 120 kV com uma taxa de exposição de 300 mAs,

assumindo assim uma boa relação entre exposição do paciente, dose de radiação e qualidade da imagem.

Muitos equipamentos de TC já possuem protocolos pré-definidos, sendo necessário apenas a conferência dos parâmetros e pequenos ajustes. A Tabela 4 abaixo resume os principais parâmetros que devem ser considerados para a definição de um protocolo de TC de crânio para SRS/SRS-F:

Tabela 4. Principais parâmetros para a aquisição da imagem de TC para SRS/REF.

FOV	360 mm
kV	120
mAs	300
Espessura de Corte	1 mm
Incremento	≤ à espessura de corte
<i>Pitch</i>	≤ 1
Intervalo de Reconstrução	1 mm
Início e Término dos Cortes	5 cm inferior à base do crânio até o vértice

2.2.1.4 Lidando com Artefatos nas Imagens

Sempre que possível, os objetos metálicos devem ser removidos antes da aquisição de modo a evitar o aparecimento de artefatos na imagem. Para pacientes com objetos metálicos fixos, tais como: obturações metálicas, implantes dentários ou mesmo embolização cerebral, artefatos metálicos significativos podem se apresentar na imagem de TC.

Artefatos metálicos são deturpações da atenuação do próprio material e, os tecidos circundantes, podem ser caracterizados por HUs incorretas na imagem da TC (HANSEN *et al.*, 2017). A correção das densidades e HU devem ser introduzidas manualmente de acordo com cada sistema de planejamento para contabilizar esse erro potencial. Caso contrário, o cálculo da dose pode não ser confiável e gerar consequências aos pacientes que recebem altas doses de radioterapia (SHTRAUS *et al.*, 2010).

2.2.2 Ressonância Magnética (RM) como imagem secundária no planejamento de SRS/SRS-F

As imagens de RM são cruciais nos tratamentos de SRS/SRS-F. Elas são geralmente empregadas como imagens secundárias, auxiliando na definição dos alvos de tratamentos bem como os OARs, devido à presença de alto contraste entre os tecidos moles. No entanto, as imagens de RM adquiridas para avaliação radiológica são frequentemente inadequadas para o uso em SRS/SRS-F. Uma vez que os procedimentos de SRS/SRS-F exigem alta precisão, os requisitos técnicos na aquisição das imagens são significativamente diferentes para o planejamento de radioterapia e radiologia diagnóstica.

O uso de RM no planejamento de SRS/SRS-F deve ser feito com cautela, pois essas imagens podem ter várias fontes de erros, como por exemplo: distorções geométricas na imagem. Para assegurar uma imagem de RM adequada ao uso no planejamento de SRS/SRS-F é necessário o conhecimento de importantes requisitos que podem afetar a qualidade da imagem de RM,

como por exemplo: tempo entre a aquisição da RM e o tratamento, posicionamento do paciente na aquisição da RM, parâmetros geométricos da RM e correção de distorção 3D, escolha da melhor sequência para o planejamento, características do equipamento de RM, etc. (PAULSON *et al.*, 2016). Nos próximos tópicos serão abordados os principais pontos na aquisição das imagens de RM, para assim assegurar o uso de imagens de RM adequadas ao planejamento de SRS/SRS-F.

2.2.2.1 Tempo entre aquisição da imagem de RM e o tratamento

O tempo entre a aquisição da imagem de RM e o tratamento é um parâmetro crucial nos tratamentos de SRS/SRS-F. No estudo de Seymour e colaboradores, foi encontrado uma piora no controle local para metástases cerebrais quando o intervalo de tempo entre a aquisição de RM e o tratamento fosse ≥ 14 dias (controle local de 56% vs. 95% em 6 meses pós SRS) (SEYMOUR *et al.*, 2015). O estudo do Salkeld e colaboradores, encontrou importantes mudanças no volume das lesões nas imagens quando adquiridas em um intervalo ≤ 7 dias entre imagem e o tratamento, demonstrando uma variação no volume alvo em 48% das imagens nesse intervalo e, em 78% das imagens analisadas quando considerado um intervalo maior do que os 7 dias (SALKELD *et al.*, 2018).

Portanto, o intervalo entre a aquisição da imagem de RM e o tratamento deve ser o menor possível. Recomenda-se obter as imagens de RM no mesmo dia do planejamento, mas esse pode ser um cenário desafiador. Sendo assim, alguns trabalhos sugerem que este intervalo de tempo entre imagens e tratamento não exceda 5 dias (SEYMOUR *et al.*, 2015), (SALKELD *et al.*, 2018). Este é um parâmetro que não pode ser negligenciado, uma vez que o uso de uma imagem inadequada poderá acarretar em um delineamento errôneo, impactando diretamente no sucesso do tratamento.

2.2.2.2 Posicionamento do paciente na aquisição da RM

Uma das perguntas rotineiras feita quando pretende-se iniciar os procedimentos de SRS/SRS-F é se há ou não a necessidade de adquirir a imagem de RM com o paciente utilizando a máscara de imobilização e na posição que irá realizar o tratamento. É fato que, um posicionamento e imobilização compatível com a TC de planejamento, irá contribuir para uma redução de incertezas em um registro rígido das imagens e até mesmo para redução de artefatos, devido à própria movimentação do paciente durante a aquisição da imagem. Alguns estudos concluíram que uma posição não rígida na aquisição da RM pode resultar em diferentes extensões do crânio, dificultando o registro das imagens (BRUNT, 2010).

O cenário de realizar uma imagem de RM nas configurações da TC de planejamento, apesar de desejável, nem sempre será possível e isso não deve ser considerado um fator limitante na implementação dos tratamentos de SRS/SRS-F. Ainda não está claro se de fato a RM adquirida na posição da TC com máscara de imobilização realmente oferece um ganho real na exatidão dos registros quando essas imagens são adquiridas em condições geométricas compatíveis com a TC (espessura de corte ≤ 1 mm) (PAULSON; CRIJNS; KELLER, 2016).

2.2.2.3 Parâmetros geométricos da RM e correção de distorção 3D (“Correção DIS3D”)

As imagens de RM, em termos de resolução geométrica, devem ser compatíveis com as imagens de CT de planejamento (protocolo definido no tópico anterior) para serem consideradas adequadas ao uso em tratamentos de SRS/SRS-F, portanto, a espessura do corte da imagem e o

espaçamento entre os cortes devem ser os menores possíveis, como por exemplo 1,0 mm para espessura do corte e 1,5 mm para o espaçamento entre os cortes (SCHMITT *et al.*, 2020a). Conforme o consenso de 2016 sobre o uso de imagens de RM para a radioterapia, a espessura do corte deve ser ≤ 1 mm em tratamentos de SRS/SRS-F (PAULSON; CRIJNS; KELLER, 2016).

Além de diminuir a exatidão do registro das imagens, uma espessura de corte inadequada pode sobrestimar o volume do alvo em determinada direção, devido ao efeito de volume parcial nos cortes e também subestimar o volume do alvo em direções específicas, fazendo com que partes onde não há lesão sejam delineadas como alvo e partes onde há lesão sejam negligenciadas (PUTZ *et al.*, 2020a). Isso fica claro na Figura 5.

Portanto, analisando a Figura 5 é possível concluir que uma espessura de corte inadequada pode ter impacto diretamente no sucesso do tratamento, bem como possíveis toxicidades ao irradiar uma parcela considerável de tecidos normais com a dose de prescrição. Sendo assim, os valores da espessura de corte e do espaçamento entre os cortes, já especificados anteriormente (1-1,5 mm ou ≤ 1 mm, se possível), devem ser rigorosamente seguidos para garantir o sucesso do tratamento.

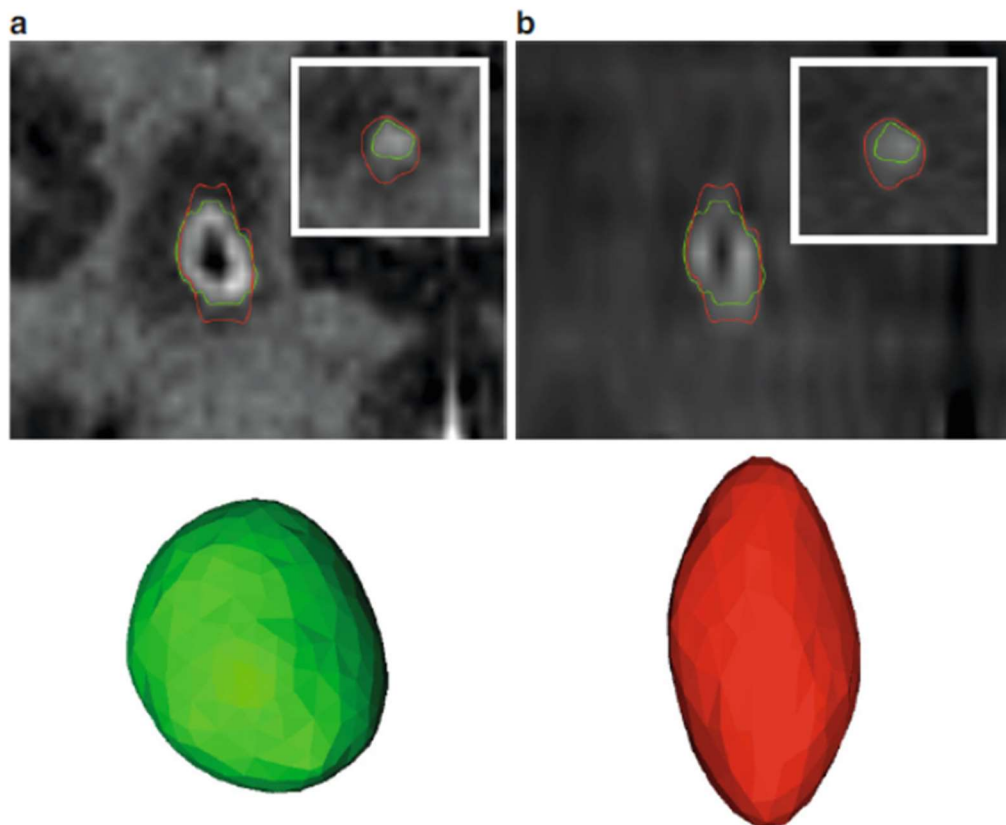


Figura 5. Em a) RM com 1 mm de espessura de corte; em b) RM com 3 mm de espessura de corte. Reconstrução coronal e em destaque reconstrução axial. Na parte inferior uma representação 3D: GTV em verde delineado na RM com 1 mm de espessura de corte e GTV em vermelho delineado na RM com 3 mm de espessura de corte. Fonte: Figura adaptada de Florian Putz *et al.* (Florian Putz *et al.*, 2020).

Outro parâmetro de grande relevância é a correção de distorção 3D. Enquanto imagens de TC podem ser consideradas geometricamente precisas, alguns mecanismos podem levar a presença de distorções geométricas em imagens de RM. Pequenas distorções, da ordem de 1-2 mm, são praticamente impossíveis de serem identificadas, mesmo com o registro com a TC de planejamento. Isto demonstra a importância de aplicar, por um algoritmo intrínseco do equipamento RM, um processamento da imagem para corrigir as distorções com uma abordagem 3D, onde

geralmente utiliza-se o termo “Correção DIS 3D” para referir-se a esse tipo de processamento (SCHMITT *et al.*, 2020c). A correção de distorção 3D foi considerada em 2016 pelo consenso de imagens de RM na radioterapia como um requisito mínimo que um fornecedor deve oferecer (PAULSON; CRIJNS; KELLER, 2016).

De maneira geral, as distorções geométricas são eventos não lineares e distribuídas indefinidamente nas imagens. Estas distorções são geralmente mais pronunciadas em regiões periféricas e menos problemáticas próximas ao isocentro do equipamento. As distorções mais relevantes em imagens de RM utilizadas em radioterapia intracranial acontecem devido a não linearidade das bobinas de gradiente e também devido a não homogeneidade do campo magnético principal, chamado de B0 (PUTZ *et al.*, 2020a). O objetivo principal aqui não é aprofundar nos motivos pelos quais as distorções ocorrem, mas sim no impacto que podem causar nos tratamentos de SRS/SRS-F quando não corrigidas. Na Figura 6 é possível notar que se a correção de distorção 3D não for aplicada pode resultar em um delineamento do alvo fora da posição real.

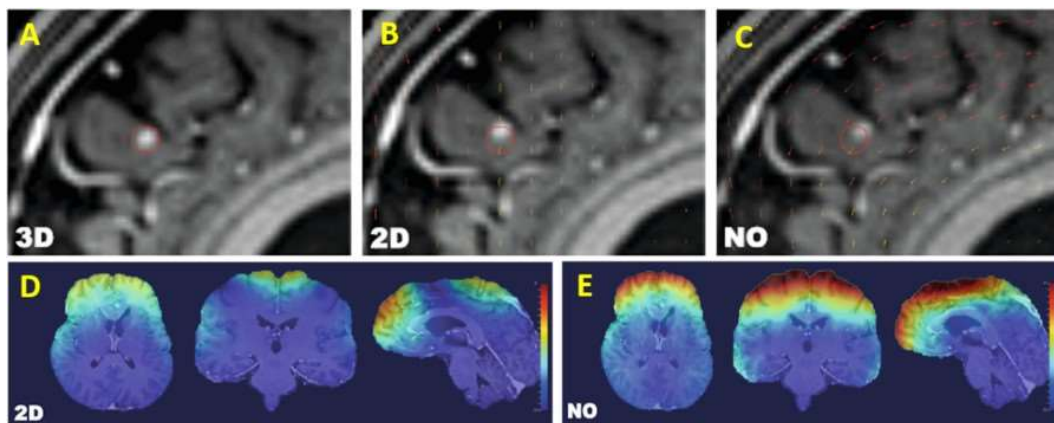


Figura 6. Comparação da correção de distorção 3D –(A), correção de distorção 2D-(B) e com ausência de correção (C). O alvo em vermelho foi delineado na imagem com correção de distorção 3D e projetado na imagem com correção 2D e na imagem sem a correção. As setas em (B) e (C) representam a quantidade de tecido com distorção. (D), (E) diferença da correção 2D e sem correção com a imagem de referência com correção 3D, onde as diferenças são representadas em escala de cores. Cores mais quentes representam maiores diferenças. Fonte: Figura adaptada de Florian Putz et al. (Florian Putz et al., 2020)

Na Figura 6 fica claro o impacto que pode causar ao sucesso do tratamento de SRS/SRS-F se a correção de distorção 3D não for aplicada. Mesmo com a correção de distorção 2D, ainda assim a imagem apresenta inconsistências com a anatomia real do paciente, onde apesar da diminuição considerável da distorção em relação ao cenário de não correção, como visto no delineamento do alvo, a imagem com correção 2D continua inadequada ao uso na grande maioria dos casos. É possível observar na escala de cores, imagens (D) e (E), que as maiores diferenças estão nas regiões periféricas das imagens, representadas pelas cores mais quentes.

Em resumo, os parâmetros geométricos como espessura do corte e espaçamento entre os cortes devem ser o menor possível (1-1,5 mm) e a correção de distorção 3D (“Correção DIS 3D”) deve ser aplicada na imagem, pois só assim será possível garantir que a imagem estará com a precisão geométrica adequada ao uso em tratamentos SRS/SRS-F que envolvem lesões da ordem milímetros.

2.2.2.4 Escolha da melhor sequência de RM para delineamento de Volume Alvo e/ou OAR

Uma sequência de RM que oferece uma boa qualidade da imagem é crucial para o

delineamento do alvo. Como já visto nos tópicos anteriores, uma imagem adequada ao uso para tratamentos de SRS/SRS-F depende de alguns fatores e dentre esses fatores está a escolha da sequência de RM. De maneira geral, sequência isotrópica 3D e ponderada em T1 pós-contraste é a melhor escolha. As sequências 3D oferecem uma reconstrução precisa e com isso minimiza os delineamentos dos GTVs sobrestimados ou subestimados devido aos efeitos de volumes parciais. As imagens com reconstruções volumétricas estão menos suscetíveis a distorções geométricas em relação às reconstruções 2D (PUTZ *et al.*, 2020a).

Dentro das sequências de RM T1 3D, há variações importantes a serem consideradas no momento da escolha de qual sequência será utilizada. As sequências de eco de gradiente de recuperação de inversão, nomeadas de T1 MPRAGE (Siemens), FSPGR (GE), 3D TFE (Philips), são comumente empregadas nos tratamentos de lesões cerebrais, consideradas como o padrão de utilização nos protocolos de imagens de RM em tumores cerebrais (PAULSON; CRIJNS; KELLER, 2016). No entanto, alguns estudos sugerem que a sequência 3D-turbo-spin-eco (TSE), nomeadas de T1 SPACE (Siemens), CUBE (GE), VISTA (Philips), isoFSE (Hitachi), podem apresentar uma qualidade superior às sequências de T1 MPRAGE para o delineamento do volume dos alvos em lesões cerebrais (CHAPPELL *et al.*, 1994), (REICHERT *et al.*, 2013). As imagens T1-SPACE são caracterizadas por fornecer menos contraste entre as substâncias cinza e branca, o que é insignificante na grande maioria dos casos para o planejamento de SRS/SRS-F, e isso pode até ajudar no realce dos alvos para serem delineados com maior precisão. Por outro lado, as sequências T1 MPRAGE, sofre uma redução importante de realce se houver captação de baixo contraste, o que pode causar uma subestimação no delineamento do volume alvo. Isso fica claro quando olhamos para a Figura 7.

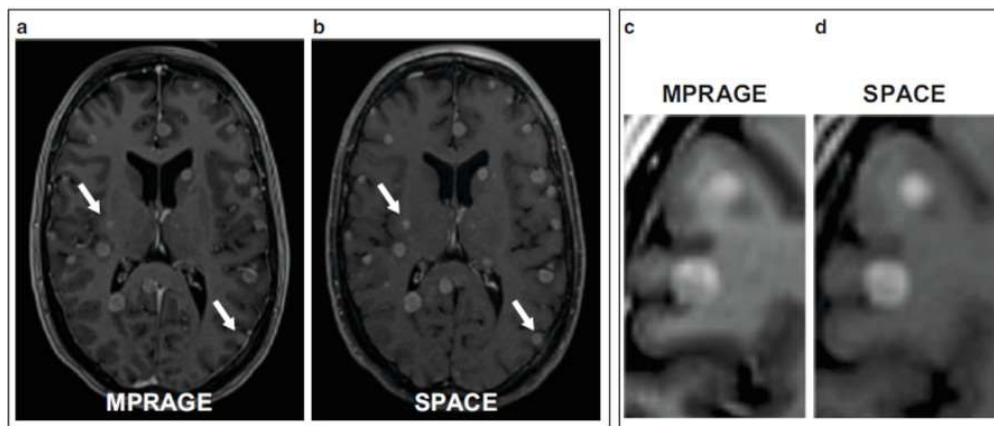


Figura 7. a, b) T1-MPRAGE e T1-SPACE, respectivamente. As setas destacam as lesões que são fracamente visíveis nas imagens de T1-MPRAGE em relação a T1-SPACE; c, d) destacam, de forma ampliada, as diferentes visualizações das lesões em ambas as imagens T1-MPRAGE e T1-SPACE. Fonte: Figura adaptada de Florian Putz *et al.* (Florian Putz *et al.*, 2020)

Como é possível notar na Figura 7, algumas lesões são pouco visíveis na sequência de T1-MPRAGE quando comparada à sequência de T1-SPACE. É possível notar também o pouco contraste entre as substâncias cinza e branca na sequência de T1-SPACE. Isto acaba contribuindo para uma boa visualização das lesões destacadas pelas setas, uma vez que houve uma baixa captação de contraste nas mesmas.

Em resumo, as imagens T1 3D são as indicadas para o uso em planejamentos de SRS/SRS-F, sendo que a sequência T1 3D MPRAGE é considerada o padrão neste cenário. Porém, como mencionado, a T1 3D SPACE em alguns casos apresenta uma qualidade superior e também deve ser considerado o seu uso no planejamento. O fato é que uma combinação entre

as duas sequências se apresenta como uma boa conduta, agregando ainda mais qualidade e segurança ao tratamento.

Outras séries de RM com uso de contraste também são tidas como boas opções para definição do volume alvo de tratamento como por exemplo T1 pós-contraste. Há séries que favorecem a definição dos OAR como por exemplo 3D Fiesta, onde a cóclea pode ser bem definida. É importante individualizar as séries de RM para cada patologia, no qual os responsáveis pelo procedimento do tratamento de SRS forneça quais os volumes de interesse que necessitam de melhor definição.

2.2.2.5 Características básicas do equipamento de RM

É sabido que nem sempre está disponível uma ressonância dedicada ao uso nas simulações em radioterapia. Em alguns cenários a instituição onde se encontra o setor de radioterapia não dispõe do equipamento de RM. Por isso, é importante conhecer alguns requisitos mínimos para buscar parcerias e definir se o equipamento utilizado na aquisição das imagens é adequado ou não.

O equipamento deve ser capaz de adquirir imagens nas configurações já mencionadas anteriormente: espessura de corte e espaçamento entre os cortes entre 1-1,5 mm; deve fornecer algoritmos de correção de distorção 3D com valores residuais menores que 1 mm e reconstruções volumétricas 3D ponderadas em T1 MPRAGE e/ou T1 SPACE. Segundo o consenso de 2016 de imagens de RM na radioterapia, a força do campo magnético ideal seria de 1,5 T, sendo este considerado como valor mínimo; uma abertura cilíndrica de 70 cm também é a melhor indicação segundo o consenso (PAULSON; CRIJNS; KELLER, 2016). Existem outros parâmetros relacionados ao equipamento, mas o objetivo deste documento não é aprofundar neste tema, mas apenas mencionar os parâmetros mínimos que devem ser considerados na escolha do equipamento de RM.

2.2.2.6 Requisitos mínimos para o uso de RM em SRS/SRS-F

As imagens de RM são essenciais nos tratamentos de SRS/SRS-F, por isso é muito importante seguir as considerações feitas anteriormente, pois assim será possível assegurar que as imagens estarão adequadas para o uso em radiocirurgia. Todos os requisitos mencionados anteriormente geralmente diferem do uso em situações radiológicas convencionais, por isso é sempre muito importante verificar se estes requisitos são atendidos.

Os requisitos mais importantes que precisam ser checados no momento de utilizar uma imagem de RM são:

- Imagens livres de distorções geométricas e nos parâmetros de resolução da imagem adequados;
- A data em que foi adquirida a imagem deve ser a menor possível e não exceder 5 dias do tratamento;
- Utilizar sequências volumétricas 3D com ponderações em T1 MPRAGE e/ou T1 SPACE, se disponível.

Assim como para os equipamentos de tratamento, é de extrema importância que um programa de garantia da qualidade seja desenvolvido para os equipamentos de imagem. Exemplos de protocolos otimizados e testes de controle de qualidade podem ser encontrados no

Report No. 284 da AAPM (GLEIDE-HURST *et al.*, 2021).

Seguindo os parâmetros da Tabela 5 abaixo será, então, possível adquirir uma imagem de ressonância com a qualidade adequada para a realização de uma SRS/SRS-F.

Tabela 5. Principais requisitos para a aquisição da imagem de RM para SRS/SRS-F.

Tempo entre imagem e tratamento	< 5 dias (desejável)
Campo Magnético do Equipamento	> 1,5 T
Espessura de corte da aquisição	1-1,5 mm
Correção de Distorções Geométricas	Disponível (desejável 3D)
Sequência	T1 Volumétrica (MPRAGE e/ou SPACE)

3 Registro de Imagens

O registro de imagens é uma etapa crucial no tratamento dos pacientes. Esse recurso muito utilizado na radioterapia contemporânea pode aparecer em etapas do processo como planejamento, entrega e monitoramento do tratamento. O registro combina diferentes modalidades de imagens e consiste em determinar a transformação geométrica que relaciona dois conjuntos de imagem: um conjunto móvel (Estudo A) e um conjunto estático ou estacionário (Estudo B) (BROCK *et al.*, 2017b), conforme ilustra a Figura 8:

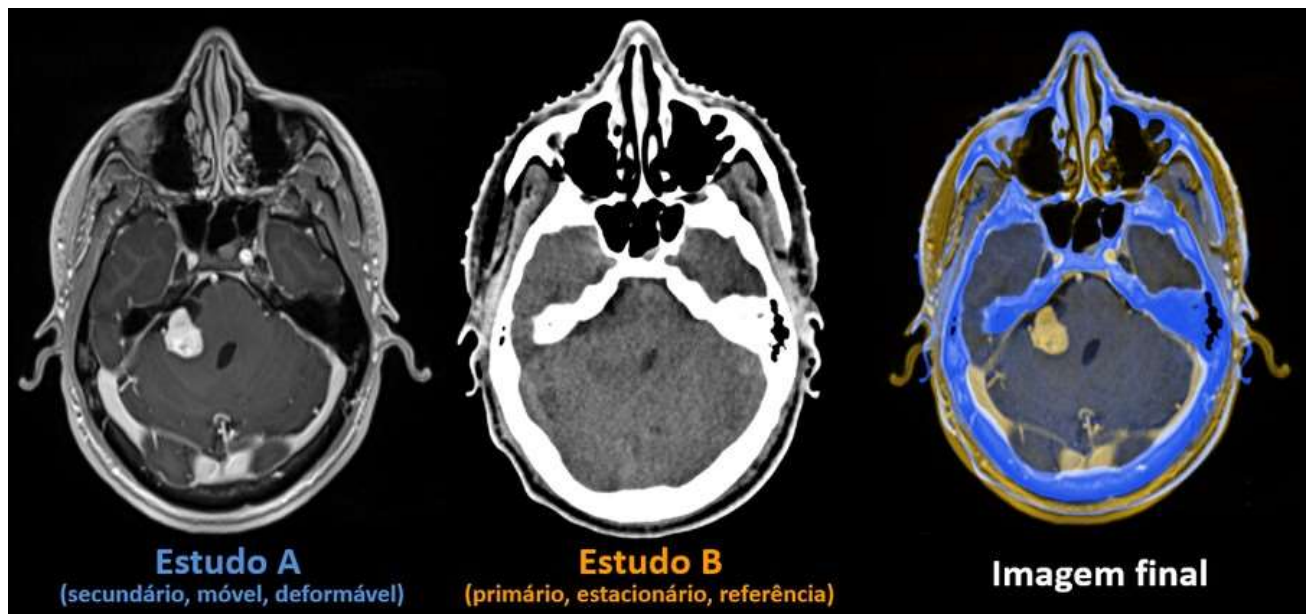


Figura 8. Exemplo de registro entre diferentes modalidades de imagem. Fonte: Autores.

3.1 Tipos de Registros

A transformação geométrica utilizada em um registro pode considerar critérios como: dimensionalidade, natureza da base de registro e processo de otimização, natureza da transformação, interação do usuário e modalidades de imagem envolvidas. Em termos da natureza da base do registro, a maioria das técnicas utilizadas atualmente baseiam-se em geometria (referências ósseas e/ou interfaces de OAR) ou intensidade (baseado nos dados do voxel). O objetivo do processo de registro de imagens é encontrar a transformação T que quando aplicada ao conjunto móvel (Estudo A) faz com que este estudo fique alinhado ao estudo estático (Estudo B).

A transformação T pode ser do tipo rígida, definida como aquela em que se preserva a distância entre todos os pontos da imagem, podendo ser transladada e rotacionada em todos graus de liberdade ou pode ser do tipo deformável, ampliando para outros parâmetros de correção tais como dimensão, reflexão no plano e cisalhamento (FURNARI *et al.*, 2021).

3.2 Realização do registro

Para realização do registro, a maioria dos *softwares* comercialmente disponíveis permite que o usuário defina manualmente uma região de interesse para realização do registro, excluindo informações distantes do alvo e que possam reduzir a exatidão do resultado.

3.2.1 Registro Rígido

Idealmente, o registro deve ser executado sempre com base no próprio alvo ou na região que o contemple. Na radiocirurgia, a utilização da estrutura óssea fixa do crânio representa um ótimo ponto de ajuste, uma vez que, contando com os 6 graus de liberdade possíveis para registro, poder-se-ia ter um ajuste dito perfeito. Ou seja, é importante que o usuário ajuste partes fixas do crânio do paciente, como suas regiões de interesse e exclua, na medida do possível, regiões potencialmente móveis como mandíbula e vértebrascervicais. Entretanto, ainda que essa situação pareça bastante próxima da ideal, sabemos que as imagens dos estudos de RM sofrem muitas vezes com distorção espacial inerente ao seu método, como citado no módulo anterior deste documento. Pode haver ainda mudanças de distorções dos próprios OAR, devido à edemas e processos inflamatórios, por exemplo. Desta forma, quando não está disponível um *software* com ajuste deformável, que leve em consideração esses fatores, é importante que o usuário tenha em mente tanto as limitações e riscos inerentes a este método, bem como algumas estratégias que podem ajudar a mitigar esse problema.

Para realizar ajuste em lesões únicas, pode-se buscar as referências ósseas fixas próximas ou mesmo analisar a relação com os tecidos encefálicos, como ventrículos e vasos, para auxiliar no melhor registro possível para os estudos daquela lesão. Já quando lidamos com múltiplas lesões torna-se muito complexo encontrar uma posição que satisfaça todos os pontos do crânio, especialmente pela questão de distorção abordada anteriormente. Nestes casos, a sugestão é que sejam feitas também múltiplos registros, utilizando-se um registro específico para cada lesão ou região do crânio que será tratada.

3.2.2 Registro Deformável

Os registros deformáveis, ainda que sejam realizados de forma automatizada, também se beneficiam de um correto ajuste de região de interesse. Entretanto, é importante notar que nesse sistema é importante a seleção de todo o encéfalo para uma melhor correlação. Outro tópico que pode ter um papel relevante para qualidade e que colabora com a redução dos erros na realização de registros, mas que é muitas vezes pouco disponível nos serviços, é a realização da simulação com ressonância magnética já em posição de setup de tratamento.

3.3 Métodos de análise

Podemos dividir a avaliação de um registro de imagens em dois cenários: uma análise quantitativa, na qual são aplicadas métricas que visam quantificar o desvio geométrico entre os estudos e uma análise qualitativa realizada por inspeção visual, utilizando alguns recursos que veremos a seguir. Para o comissionamento inicial de um *software* a validação quantitativa é requerida, no entanto, em condições rotineiras de utilização uma análise qualitativa pode ser suficiente.

3.3.1 Análise quantitativa

3.3.1.1 Erro de registro do alvo (TRE - *Target Registration Error*)

A metodologia do teste consiste em identificar as mesmas referências anatômicas nos dois conjuntos de imagem e inserir pontos nestas localizações, posteriormente mede-se a diferença entre

estes pontos. O valor ideal para essa grandeza é zero. O método possui um grau de incerteza, pois é difícil definir adequadamente os pontos em cada um dos conjuntos de imagens. A tolerância é igual à dimensão máxima do voxel.

3.3.1.2 Distância para concordância média (MDA - *Mean Distance to Agreement*)

Ao realizar o contorno de uma mesma estrutura em dois estudos de imagem, podemos realizar uma avaliação quantitativa do registro de imagem. Para calcular o MDA, os contornos em ambos os estudos (A e B) devem ser convertidos em pontos e através do somatório destas diferenças podemos encontrar o valor de MDA (Equação 3.1). A tolerância sugerida é a dimensão máxima do voxel.

$$MDA = \frac{\sum_{i=1}^n X^A - X^B}{n} \quad (3.1)$$

3.3.1.3 Coeficiente de similaridade DICE (DSC - *Dice Similarity Coefficient*)

O coeficiente de similaridade assim como o MDA também quantifica a diferença existente entre dois contornos. Esse parâmetro é definido como duas vezes o volume de intersecção entre os volumes delineados em A e B dividido pela soma dos dois volumes (Equação 3.2). O valor igual a 1 seria o valor ideal de DSC, o que significa que as duas estruturas estariam perfeitamente alinhadas. Valores acima de 0,8 são considerados aceitáveis na maioria das situações.

$$DSC = \frac{2 \times (\text{volume } A \cap \text{volume } B)}{\text{volume } A + \text{volume } B} \quad (3.2)$$

3.3.2 Análise qualitativa

A inspeção visual é a principal modalidade utilizada na prática clínica. Para isso, é necessário trabalhar com o janelamento das imagens para uma análise mais detalhada. Existem diversas ferramentas disponíveis como *Spyglass* (telas alternadas), sobreposição entre imagens e também subtração entre as imagens evidenciando as diferenças, como mostrado na Figura 9.

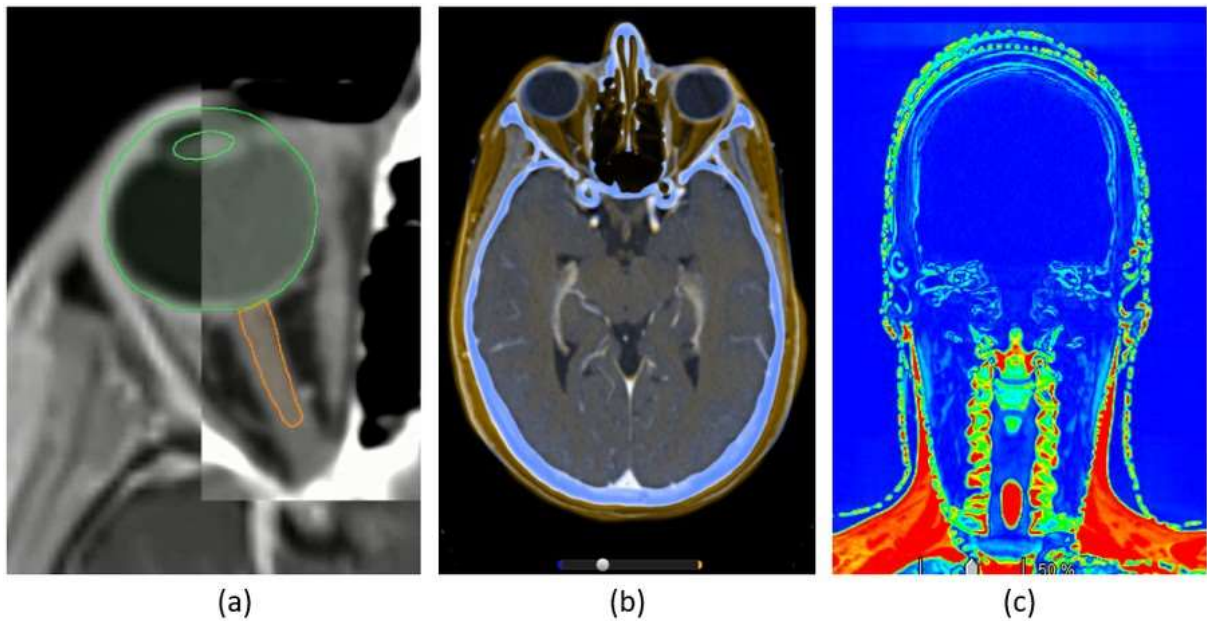


Figura 9. Exemplos de análises qualitativas (a) *Spyglass*, (b) sobreposição de imagens e (c) subtração de imagens. Fonte: Autores.

3.4 Comissionamento do software para registro

O comissionamento do *software* é parte essencial de um Programa de Garantia da Qualidade para investigar a precisão e reprodutibilidade das técnicas de registro de imagem para todos os sítios e modalidades de imagem antes do uso clínico. Existem três métodos recomendados para avaliar os resultados do registro: utilização de objetos simuladores físicos que permitam a realização de testes de ponta a ponta (*end-to-end* ou E2E); testes em objetos simuladores digitais e testes em dados clínicos (BROCK *et al.*, 2017a).

3.4.1 Testes em objetos simuladores físicos

Um objeto simulador contendo alvos internos com distâncias e áreas conhecidas permitem realizar alguns testes:

- Transferência de dados: orientação, tamanho da imagem e integridade dos dados;
- Exatidão do registro de imagens (pode ser realizado com objetos simuladores digitais).

As medições de exatidão devem ter a precisão de metade do tamanho do voxel na direção da medida. A transferência dos dados deve ser exata. Este teste deve ser feito durante comissionamento, *upgrade* de *software* ou após algum reparo.

3.4.2 Testes em objetos simuladores digitais

O TG132 disponibiliza um conjunto de dados de objetos simuladores digitais de diversas modalidades (CT, PET, RM, 4DCT) (BROCK *et al.*, 2017b). Essas imagens podem ser importadas no sistema de planejamento para verificar a exatidão do registro por meio da comparação entre o valor teórico e esperado:

- Exatidão do registro rígido
- Exatidão do registro deformável

O desvio máximo em qualquer direção deve ser metade do tamanho do voxel na avaliação do registro rígido. Já para registros deformáveis, 95% dos voxels devem ter desvios menores que 2 mm, sem ultrapassar 5 mm.

3.4.3 Teste em dados clínicos

As análises quantitativas e qualitativas já descritas anteriormente podem ser utilizadas para validação de dados clínicos prévios. Por exemplo, se quisermos utilizar o registro deformável para propagação de um contorno em uma tomografia 4D, podemos utilizar as imagens de pacientes tratados para validar o método, utilizando as ferramentas de análise quantitativa e qualitativa. A magnitude da incerteza do registro resultante deste teste deve ser incorporada ao protocolo de tratamento, como, por exemplo, nas margens de PTV.

A Tabela 6 apresenta a frequência e a tolerância dos principais testes que devem ser executados (FURNARI *et al.*, 2021):

Tabela 6. Frequência e a tolerância dos principais testes que devem ser executados.

Teste	Tolerância
COMISSONAMENTO DO SOFTWARE DE REGISTRO (ANUALMENTE OU APÓS ATUALIZAÇÃO DE SOFTWARE)	
Transferência de dados utilizando um objeto simulador físico (orientação, tamanho da imagem e integridade dos dados)	Exata
Exatidão do registrorígido (objetos simuladores virtuais)	0,5 * tamanho do voxel em qualquer direção
Exatidão do registro deformável (objetos simuladores virtuais)	95% dos voxels com desvios inferiores a 2 mm; desvio máximo inferior a 5 mm
Consistência	Dimensão máxima do voxel (2-3 mm)
Verificação em paciente exemplo	<i>Baseline</i>
A CADA PACIENTE	
Transferência dos dados	Exata
Orientação do paciente	Exata em todas as direções
Tamanho da imagem	Qualitativa - ausência de deformações, razão sinal-ruído adequada
Propagação de contornos	Confirmação visual das bordas do contorno (1-2 voxels)
Exatidão do registrorígido	<u>No planejamento</u> : as bordas anatômicas relevantes devem estar dentro de 1-2 voxels de diferença entre os conjuntos de imagem. Erros superiores a esse valor devem estar incluídos nas margens de PTV. <u>No tratamento</u> : as bordas anatômicas relevantes devem estar dentro das margens de PTV/PRV
Exatidão do registro deformável	<u>No planejamento</u> : as bordas anatômicas relevantes devem estar dentro de 1-2 voxels de diferença entre os conjuntos de imagem. Erros superiores a esse valor devem estar incluídos nas margens de PTV. Checar a razoabilidade do vetor de deformação de campo; realizar avaliação quantitativa em tratamentos que exigem alta precisão (SBRT, reirradiação próxima a OARs críticos). <u>No tratamento</u> : as bordas anatômicas relevantes devem estar dentro das margens de PTV/PRV
AVALIAÇÕES QUANTITATIVAS	
TRE	Dimensão máxima do voxel (2-3 mm)
MDA	Dimensão máxima do voxel (2-3 mm)
DSC	Maior que 0,8
Determinante Jacobiano	Ausência de valores negativos

Fonte: Adaptado de Furnari et al. (Furnari, L., 2021).

3.5 Recomendações gerais

Possuir um software de correção de distorção na radioterapia é algo interessante para realizar correções residuais, especialmente no cenário brasileiro onde a disponibilidade de imagens de ressonância magnética muitas vezes é limitada. Muitos departamentos que realizam radiocirurgia não possuem uma RM dedicada, às vezes nem no mesmo hospital. Isto faz com que o usuário receba imagens realizadas em diversas clínicas, muitas vezes não sabendo a procedência destas imagens no que diz respeito ao controle de qualidade do equipamento que as gerou.

Especialmente tratando-se de radiocirurgia intracraniana, diversas sequências de imagens de ressonância magnética podem ser requeridas pelo médico para definir a região a ser tratada. E mesmo considerando que utilização destas imagens de RM aumentam a segurança e as chances de sucesso do tratamento, contudo, é importante perceber que a distorção das imagens é algo inerente a sua aquisição e está presente sempre em alguma escala.

Segundo (ADJEIWAH, 2019), quatro são os principais aspectos que geram distorções, como, por exemplo, a inhomogeneidade e intensidade do campo principal B_0 , susceptibilidade magnética dos tecidos (mais pronunciado nas interfaces), não linearidade do gradiente de campo magnético e artefatos químicos na imagem. Já a exatidão geométrica das imagens de RM devem ser checadas na aceitação do equipamento, com frequência anual e quando houver reparos. A instrução normativa 97 da ANVISA publicada em 2021 (BRASIL MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2021) sugere um valor de tolerância menor ou igual a 2% do valor nominal do simulador utilizado. Dependendo do fabricante, após a aquisição das imagens são aplicados filtros para correção de distorção, cada fabricante utiliza seu algoritmo.

Um consórcio internacional com sete instituições (PAULSON; CRIJNS; KELLER, 2016) publicou um consenso sobre aspectos da RM na simulação em radioterapia. Todas as instituições participantes concordaram na utilização de algoritmos para correção onde distorções residuais devem ser avaliadas, especialmente em grandes FOVs de imagem. Esse mesmo artigo sugere níveis de distorção geométrica menores que 1 mm para tratamentos estereotáxicos no crânio e menores que 2 mm para tratamentos não estereotáxicos sendo que, neste cenário, o consenso também foi unânime.

4 Definição dos volumes

Os OAR devem ser delineados visando a correta avaliação de dose nessas estruturas minimizando os riscos de toxicidades, além de servir como registro de dose nos documentos gerados no tratamento.

A definição de quais OARs necessitam ser delineados deve considerar qual a plataforma de tratamento (Gamma Knife vs. Acelerador Linear), tipo de planejamento (planejamento inverso) patologia de base e localização. De maneira geral, recomenda-se o delineamento de algumas estruturas básicas, como: Cérebro sadio, tronco cerebral, vias ópticas (quiasma e nervos ópticos), hipocampo, cócleas e retinas.

Em situações especiais, como localização do alvo em base do crânio, pares cranianos devem ser delineados para avaliação da dose. Em tumores hipofisários a hipófise normal e os vasos do seio cavernoso também fazem parte de estruturas que devem ser avaliadas.

Alvos com localização em áreas eloquentes, podem demandar o delineamento dos OARs dessa região para a otimização do planejamento.

4.1 Margens em radiocirurgia

Conceitualmente e pelo propósito do tratamento de Radiocirurgia, normalmente não se recomenda a margem de CTV para a grande parte das patologias tratadas com Radiocirurgia. Situações de tratamento de leito cirúrgico para tumores metastáticos ou gliomas, alguns autores recomendam margens de 1mm adicionados ao leito visando o tratamento da doença micrometastática.

No restante das situações, os eventuais riscos de doença micrometastática na periferia dos tumores (seja os gliomas ou metástases cerebrais) parece ser compensado por um escalonamento involuntário do alto gradiente de dose do procedimento (margem dosimétrica). Isso se confirma através de trabalhos que correlacionam um alto índice de conformidade (dose de prescrição constricta no volume alvo) a uma menor taxa de recorrência local, apesar desse índice se correlacionar com toxicidade.

Há grande discussão acerca do uso ou não de uma margem de setup para compensar erros inerentes ao procedimento e suas etapas, como delineamento, fusão de imagem, distorção das imagens de planejamento, erros dosimétricos e de posicionamento.

A definição dessas margens deve considerar as condições institucionais do tratamento, como a qualidade do sistema de Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT), uso ou não de frame de fixação, a presença de correção por sistema robotizado em 6 dimensões, a monitorização intrafração, a qualidade dos acessórios de imobilização e bem como os dados individuais de cada serviço. Idealmente, as margens adicionais recomendadas devem ser no máximo de 1 mm. Porém, em condições não ideais, podem variar entre 1 a 3mm. Sabidamente, margens de 3 mm podem aumentar o risco de radionecrose, quando comparado a pacientes tratados com margem de 1 mm.

Em resumo, sugerimos que em condições ideais e adequadas de radiocirurgia as margens sejam menores que 1 mm. Em casos selecionados, margens entre 2 a 3 mm podem ser utilizadas, com a ressalva de aumento de risco de radionecrose, conforme relatado anteriormente.

4.2 Definições das sequências de RM

O uso de imagens médicas, principais e secundárias, são essenciais para uma Radiocirurgia de qualidade. O principal objetivo é utilizar imagens capazes de melhor identificar o alvo a ser delineado e/ou OAR próximos, que necessitam ser poupados no tratamento.

Neste contexto, a Ressonância Magnética (RM), se torna a imagem secundária (exceto em plataformas como o Gamma Plan, onde a RM pode ser utilizada como imagem primária, ou em centros que possuam software de aquisição sintética da tomografia computadorizada baseada na imagem da RM) de escolha e fundamental para tal objetivo. Porém, a depender da patologia e da localização, serão necessários sequências e/ou conjunto de imagens específicas.

Por conceito, todas as imagens utilizadas para planejamento das patologias tratadas com radiocirurgia devem seguir alguns critérios:

- Imagens volumétricas (cortes de forma volumétrica, sem *gap*, com aquisições de 1 mm ou menos e com matriz quadrada).
- Ausência de artefatos que possam comprometer a visualização do alvo e OAR.

4.2.1 Metástase Cerebral

No caso de metástases cerebrais, a RM deve ser sempre utilizada para auxílio no delineamento dos alvos e dos OAR. Exceções podem ser aplicadas para pacientes portadores de patologias ou dispositivos que impeçam o seu uso, entretanto, a precisão geométrica no delineamento pode ser prejudicada. De forma geral, para um planejamento com incertezas geométricas menores são utilizados:

- Tomografia Computadorizada (TC) de planejamento com contraste iodado (exceções: pacientes com contraindicações ao contraste como nefropatias e insuficiências renais crônicas não diálíticas);
- RM com contraste paramagnético, com T1 pré-contraste, T1 pós-contraste e T2/FLAIR. A adição da sequência *SPACE* 3D com contraste pode auxiliar em lesões menores (KUTUK *et al.*, 2022).

Atenção especial na realização da fusão entre a RM e a TC é imprescindível. Os atuais sistemas de planejamento (TPS) apresentam uma alta qualidade nesse quesito, entretanto, é necessária uma correta verificação por dois profissionais experientes (físico e médico). Fusões com correção de distorção magnética (elásticas) estão disponíveis em alguns softwares e são ferramentas interessantes, especialmente em imagens/tratamentos com grandes distorções anatômicas entre RM e TC.

A definição do volume alvo (GTV) é preferencialmente, feita na sequência T1 pós-contraste e na TC contrastada. Em lesões de menores volumes, a sequência T2/FLAIR e 3D *SPACE* podem ser úteis, especialmente em situações de metástases atípicas.

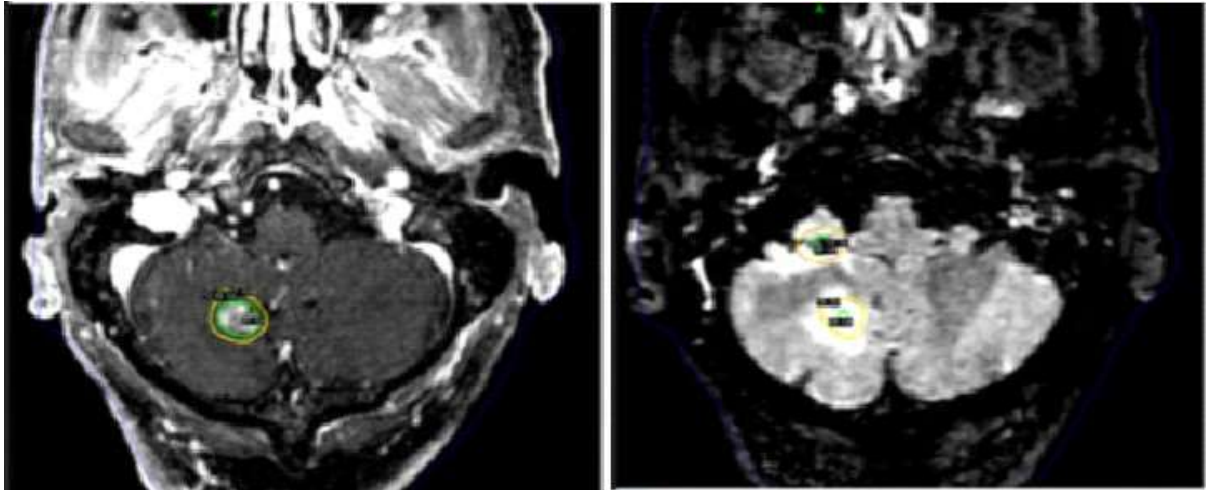


Figura 10. Imagens de Ressonância Magnética para planejamento de metástase cerebral. À esquerda sequência axial T1 pós-contraste volumétrica, à direita uma sequência axial T2 FLAIR.

4.2.2 Tumores de Base do crânio (Meningeoma e Neurinoma)

Além das imagens usadas para metástase cerebral, as sequências FIESTA/CISS (a depender do fabricante da RM) pré e pós-contraste são relevantes no auxílio do delineamento do alvo e OAR, especialmente nervos e pares cranianos, que podem ser poupados durante o planejamento. Nos meningiomas, a Tomografia Computadorizada por emissão de pósitrons (PET-CT) com Gálio 68 (DOTA) pode ser útil na análise da viabilidade tumoral e assim melhorar precisão geométrica do delineamento do alvo. Portanto, nessas situações recomenda-se:

- TC com contraste iodado (exceções: pacientes com contraindicações ao contraste como nefropatias e insuficiências renais crônicas não diálíticas);
- RM com contraste paramagnético, com T1 pré e pós-contraste, T2/FLAIR, FIESTA/CISS pré e pós-contraste;
- PET-CT DOTA Ga-68 pode ser usado em situações especiais.

O Delineamento do alvo deve ser feito na sequência T1 pós-contraste da RM, como auxílio da imagem de TC e das sequências T2/FLAIR e FIESTA/CISS para definição do alvo. Os OAR gerais são melhores visualizados na sequência T1 e nervos/pares cranianos são melhores visualizados na sequência FIESTA/CISS pré ou pós-contraste.

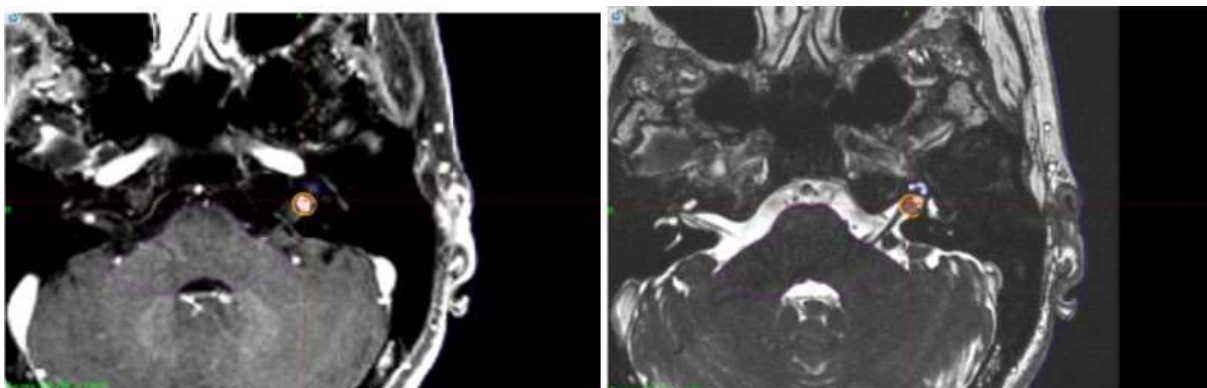


Figura 11. Imagens axiais volumétricas de RM para planejamento. À esquerda uma sequência T1 pós-contraste e a direita uma sequência FIESTA/CISS pós-contraste.

4.2.3 Malformação Arteriovenosa (MAV)

Nas patologias de origem vascular como as MAVs, além das sequências tradicionais (RM T1 pós-contraste e T2/FLAIR) o uso da angio-ressonância arterial nas sequências TOF e angio-tomografia são fundamentais para a correta identificação do *nidus* (alvo). Apesar de não ser obrigatória, a angiografia arterial cerebral pode ser utilizada, especialmente em situações de *nidus* pequenos ou de dificuldade de identificação do alvo na RM e TC. Entretanto, a maioria dos TPS necessitam do uso de imagens estereotóxicas para fusão, acrescentando dificuldades na utilização dessa ferramenta. Assim sendo, nesse cenário recomenda-se:

- TC com contraste iodado (exceções: pacientes com contraindicações ao contraste como nefropatias e insuficiências renais crônicas não diálíticas);
- RM com contraste paramagnético, com T1 pré e pós-contraste, T2/FLAIR;
- Angio-ressonância arterial e venosa do encéfalo com contraste (TOF, SUB arterial e venoso);
- Angio-TC cerebral;
- Angiografia arterial cerebral: Apesar do risco e benefício, pela dificuldade técnica e ser um procedimento invasivo;

Na definição do *nidus*, recomenda-se o delineamento em todas as imagens de referência e criar um volume único com essa intersecção. OS OARs, assim como nos demais casos, devem ser delineados principalmente na sequência T1 da RM.

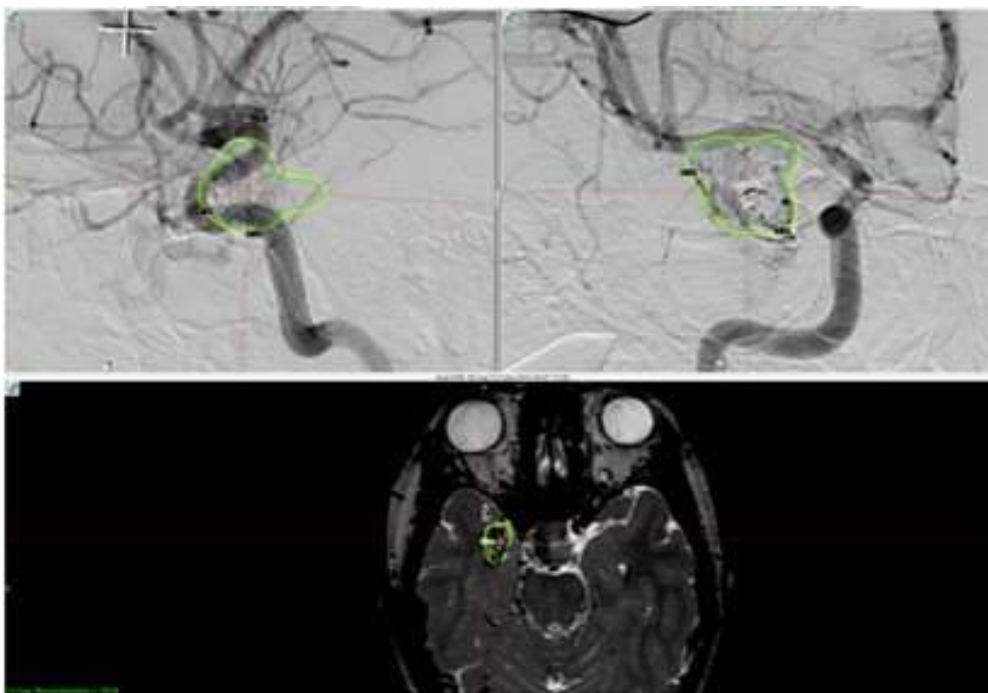


Figura 12. Imagens para planejamento de radiocirurgia de MAV. Acima Angiografias arteriais e inferior uma sequência axial T2.

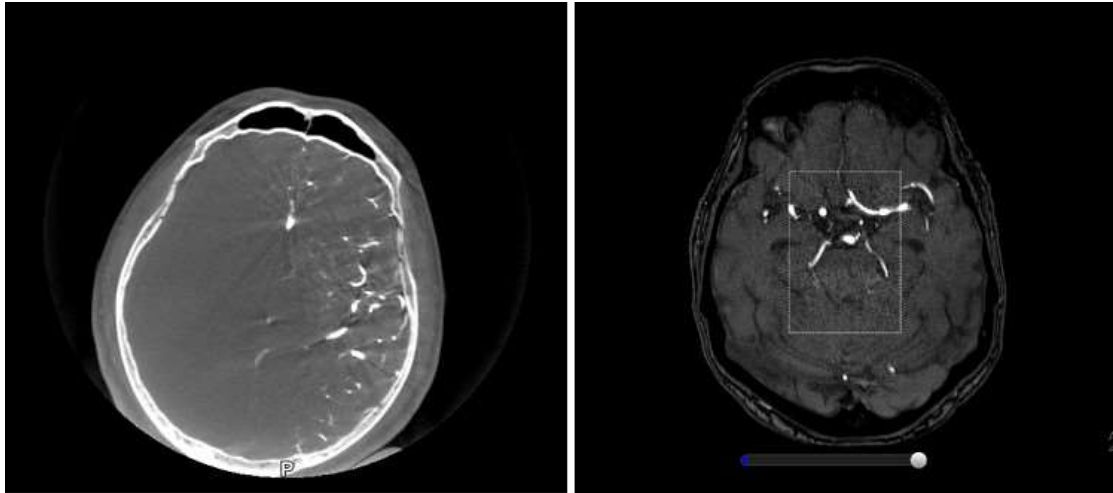


Figura 13. À esquerda, Angio-tomografia em um corte axial e a direita Angio-RM sequência TOF em corte axial.

4.2.4 Gliomas

Tratamentos estereotáticos podem ser utilizados nos gliomas, especialmente no cenário de recidiva pós-tratamento convencional de radioterapia. Assim sendo, além das imagens supracitadas, as sequências de RM e demais imagens que ajudem a diferenciar radionecrose de tumores em atividade podem ser utilizadas. Nesse contexto, destacam-se sequências de difusão e perfusão da RM e imagens de PET-CT. Recentemente, vem sendo utilizado a técnica de subtração de imagens pós-contraste precoce e tardio (TRAM - *Treatment Response Algorithm Maps*) com bons resultados na distinção entre tumor viável e radionecrose (ZACH *et al.*, 2015).

- Tomografia de planejamento com contraste iodado (exceções: pacientes com contraindicações ao contraste como nefropatias e insuficiências renais crônicas não diálíticas);
- RM com contraste paramagnético, com T1 pré e pós contraste, T2/FLAIR, difusão e perfusão; Aquisição de imagens precoces (5min) e tardias (entre 60-105min) após injeção do contraste podem ajudar na diferenciação entre tumor viável e radionecrose (ZACH *et al.*, 2015).

O delineamento do alvo e dos OAR são semelhantes às recomendações de metas-tases cerebrais, porém o uso de perfusão, difusão e TRAM podem melhorar a precisão geométrica na definição do alvo.

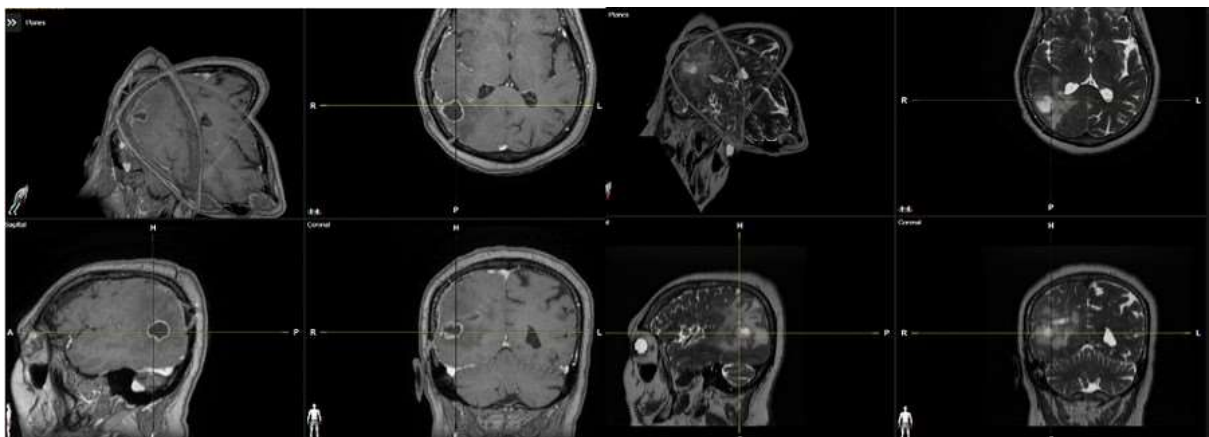


Figura 14. Sequências de RM para planejamento de Radiocirurgia em gliomas. À Esquerda sequências T1 volumétricas pós-contraste e a direita sequências T2.

4.2.5 Tumores Hipofisários

A Radiocirurgia pode ser utilizada em situações para otimizar o controle local e/ou bioquímico em tumores hipofisários. Nesses casos devem-se utilizar as seguintes imagens:

- TC com contraste iodado (exceções: pacientes com contraindicações ao contraste como nefropatias e insuficiências renais crônicas não diálíticas);
- RM com contraste paramagnético, com T1 pré e pós-contraste, T2/FLAIR, FI-ESTA/CISS pré e pós-contraste; A ressonância pré-operatória (caso paciente tenha sido operado previamente) pode ajudar na diferenciação entre o tumor e alterações de inclusão cirúrgica (hemostáticos, gordura, etc.) Similarmente, a RM com contraste e supressão de gordura pode minimizar alterações pós-operatórias que por ventura possam diminuir a exatidão do delineamento do alvo (MINNITI; OSTI; NIYAZI, 2016).
- RM com foco na região selar/hipofisária em sequências T1 pós-contraste e T2;

O delineamento do alvo deve ser feito na sequência T1 pós-contraste da RM, com o auxílio da imagem de TC e das sequências T2/FLAIR e FIESTA/CISS para o refinamento do alvo. Os OAR gerais são melhores visualizados na sequência T1 e nervos/pares cranianos são melhores visualizados na sequência FIESTA/CISS pré ou pós-contraste.

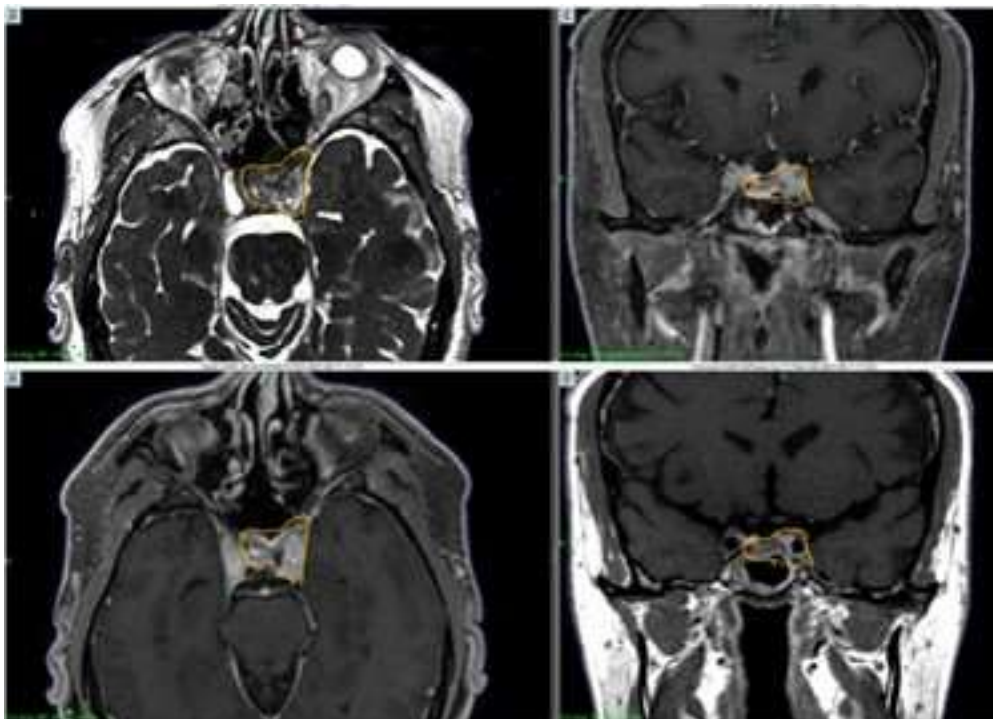


Figura 15. Imagens de RM para planejamento de tumor hipofisário: Superior Esquerdo: Axial volumétrico T2. Superior Direito: Coronal T1 pós-contraste. Inferior Esquerdo: Axial volumétrico T1 pós-contraste. Inferior Direito: Coronal T1.

4.2.6 Radiocirurgia funcional

Nos tratamentos funcionais, como Radiocirurgia ablativa para tremores, se faz necessário sequências de RM especiais como a tractografia, visando a avaliação de dose de radiação nas fibras

brancas próximas ao alvo delimitado.

Os alvos e OARs devem ser delineados nas sequências e imagens conforme referidos acima, porém é importante ressaltar que nos TPS em que o cálculo de dose é realizado na TC (imagem base ou primária) a conferência do delineamento nesta imagem é fundamental para garantir o correto planejamento na correta estrutura anatômica.

4.3 Protocolos para nomenclatura

Visando a uniformização da nomenclatura e prescrição dos volumes, várias entidades tentam buscar um consenso nas nomenclaturas em SRS. Talvez a maior recomendação seja a iniciativa da Comissão Internacional em Unidades de Radiação e medidas (ICRU 91) (SEUNTJENS *et al.*, 2014a). Nesse mesmo sentido, algumas sociedades médicas internacionais, como a *Leksell Gamma Knife Society* tem gerado publicações com padronização dessas nomenclaturas.

Atualmente as terminologias mais recomendadas são:

- GTV: *Gross Total Volume*: Tumor grosseiro, macroscopicamente visível;
- CTV: *Clinical Total Volume*: Volume clínico de tratamento, incluindo o tumor grosseiro (macroscópico) quando presente englobando a região de doença subclínica (microscópica);
- PTV: *Planning Total Volume*: Volume alvo de planejamento, que engloba CTV/GTV e margem geométrica (margem de setup);
- PRV: Margem geométrica que engloba os OAR.
- Volume irradiado: Volume de tecidos que recebem uma dose significativa em relação a dose de tolerância.
- OAR: Órgãos em risco, ou estruturas normais críticas. São tecidos normais que podem interferir ou influenciar no tratamento e na prescrição de dose.
- PIV: *Prescription Isodose Volume*: Volume da isodose de prescrição;
- TV- *Tumor Volume*: Volume do alvo tratado.
- CI - *Conformity Index*: Índice de conformidade. Relação entre o PIV e TV.
- Dose absorvida: Atualmente é a mais recomendada em contraponto a dose de referência. É dada pela dose que determinado volume (porcentagem) recebe (Dv%), D2%, D98% por exemplo. A dose média e mediana também devem ser reportadas.
- Índice de seletividade: Esta relacionada a dose espalhada no tecido sadio adjacente, cujo o ideal seria índice > 0,9.
- HI - *Homogeneity Index*: Índice de homogeneidade, é a razão entre a dose máxima e isodose de prescrição ($HI = (D2\% - D98\%) / D50\%$)
- GI - *Gradient Index*: Índice de gradiente, é a razão entre o volume da metade da isodose de prescrição pelo volume da isodose de prescrição, sendo o ideal um GI < 3,0.

Sobre a padronização da terminologia dos OAR, se recomenda reportar:

- Dose máxima em um determinado volume (0,035 cc, por exemplo);
- Dose máxima em D2%;
- Dose Pontual;
- Dose Média e mediana;
- Volume de tolerância de dose aceita (V12 Gy por exemplo);

Visando gerar maior segurança na prescrição, entidades como a AAPM e ASTRO recomendam que a prescrição seja feita com dose total, dose por fração (em cGy,) e onúmero de frações, com a terminologia do volume tratado e a localização anatômica doalvo, incluindo a lateralidade.

5 Definições do Planejamento

5.1 Introdução

O planejamento físico em um tratamento de radioterapia envolve diversas etapas, que vão desde os objetivos dosimétricos do plano até definições do arranjo dos feixes e técnicas de entrega da dose de radiação. Em radiocirurgia estereotáxica (SRS/SRS-F) existem considerações específicas para obter um planejamento de qualidade.

Um planejamento físico de SRS deve ser capaz de entregar altas doses de radiação concentradas no volume alvo enquanto diminua consideravelmente a dose no tecido normal no entorno do volume alvo (SCHELL *et al.*, 1995). Portanto, nas próximas seções será descrito o passo a passo para obter o planejamento adequado para tratamentos de SRS (STANLEY *et al.*, 2010a).

5.2 Avaliação dos Planejamentos de SRS e SRS-F

Para avaliar um plano de SRS, temos que utilizar análises qualitativas (curvas de isodose nos planos axial, coronal e sagital da TC e/ou RM e também observar as superfícies de isodose) em conjunto com avaliações quantitativas (histograma dose-volume (DVH) e índices dose-volume).

5.2.1 Curvas e Superfícies de Isodose

A inspeção visual de curvas de isodose sobrepostas na imagem de TC e/ou RM ou superfícies de isodose renderizadas espacialmente, apesar de ser subjetiva, é uma ferramenta valiosa para avaliação qualitativa de um planejamento, pois permite analisar cada nível de dose em relação à anatomia do paciente e fornece informações abrangentes de sua distribuição espacial.

5.2.2 Histogramas de Dose-Volume (DVH)

As informações de dose e volume podem ser resumidas quantitativamente nos histogramas de dose-volume (DVH) para cada estrutura delineada na imagem de planejamento. O uso desta ferramenta é baseado no conceito radiobiológico que efeitos adversos causados pela radioterapia nos OAR estão associados ao percentual de volume recebendo um certo nível de dose. Além disso, DVH fornece a distribuição estatística de dose (PIEIDADE; L.A.; J.G.P., 2019).

5.3 Parâmetros Dosimétricos de Avaliação do Planejamento

Os índices são números obtidos a partir de um ou mais parâmetros que quantificam certas propriedades do plano de tratamento.

Existe uma grande variedade de índices que podem ser utilizados para avaliar um planejamento de SRS. Assim como as modalidades de tratamento de SRS foram evoluindo, os índices também sofreram modificações com o tempo. Cabe ao físico entender as vantagens e limitações de cada índice para melhor ajudar na avaliação de um plano de SRS e julgar se está adequado para tratar o paciente (GANESHKUMAR *et al.*, 2020).

O planejamento pode ser avaliado através de alguns parâmetros dosimétricos, os principais são: índice de conformidade (CI – *conformity index*), qualidade de cobertura (Q – *Quality of*

Coverage), índice de homogeneidade (HI – *Homogeneity Index*), índice de gradiente (GI – *Gradient Index*) (SHAW *et al.*, 2000b), (PADDICK, 2001), (PADDICK; LIPPITZ, 2006) e o índice de gradiente de dose (DGI - *Dose Gradient Index*) (REYNOLDS *et al.*, 2020a). Porém, esses parâmetros de forma isolada não garantem um plano adequado, é preciso combiná-los com avaliações DVH e com uma análise qualitativa da distribuição de dose na imagem de planejamento. Abordaremos a seguir os principais parâmetros de avaliação do plano e suas considerações.

5.3.1 Índice de Conformidade (CI)

O CI foi desenvolvido com o objetivo de ser uma extensão das análises de distribuição da dose na imagem e de DVH, podendo então ser definido como um valor absoluto resultante da relação entre o volume do alvo ou a porção deste volume delimitado pela isodose de prescrição e o volume da isodose de referência. No entanto, diversos índices são propostos na literatura, o que pode resultar em dificuldades de interpretação entre um e outro, por isso não serão abordados todos os índices neste tópico, mas o Feuvret L, Noel G, Mazeron JJ, *et al* fez uma revisão com os índices encontrados na literatura (L *et al.*, 2006).

No ano de 1993 o *Radiation Therapy Oncology Group* – RTOG propôs alguns parâmetros de avaliação de planos de SRS, dentre eles o CI. Segundo o RTOG 9005, o CI é definido pela razão entre o volume da isodose de referência e o volume do alvo. Pela definição do RTOG, a isodose de referência é equivalente à isodose de prescrição. Esta relação é mostrada na Equação 5.1:

$$CI_{RTOG} = \frac{V_{RI}}{TV} \quad (5.1)$$

Onde V_{RI} é o volume da isodose de referência e TV é o volume do alvo de planejamento.

O CI_{RTOG} é de fácil interpretação. O CI_{RTOG} igual a 1 corresponde a uma conformação ideal da dose, porém se for maior do que 1 indica que o volume irradiado é maior do que o volume alvo, incluindo então uma parcela de tecido normal ou OAR irradiado pela isodose de referência. Por último, se o valor for menor do que 1, o volume alvo é parcialmente irradiado. Esta definição de CI do RTOG é a mais comumente empregada em avaliações nos sistemas de planejamento do tratamento (SPT), por isso é importante conhecê-lo, bem como suas limitações.

Nas orientações do RTOG 90-05, valores de CI entre 1 e 2 são considerados satisfatórios e valores entre 0,9 e 1 ou entre 2 e 2,5 são considerados variações aceitáveis (SHAW *et al.*, 2000b). No entanto, o CI RTOG apresenta uma importante limitação que é não levar em conta o grau de intersecção entre a isodose de referência e o volume alvo. Em casos mais extremos, esses dois volumes podem até estar distantes um do outro ou apresentar diferentes formas e, mesmo assim, apresentar resultados satisfatórios, como é ilustrado na Figura 16:

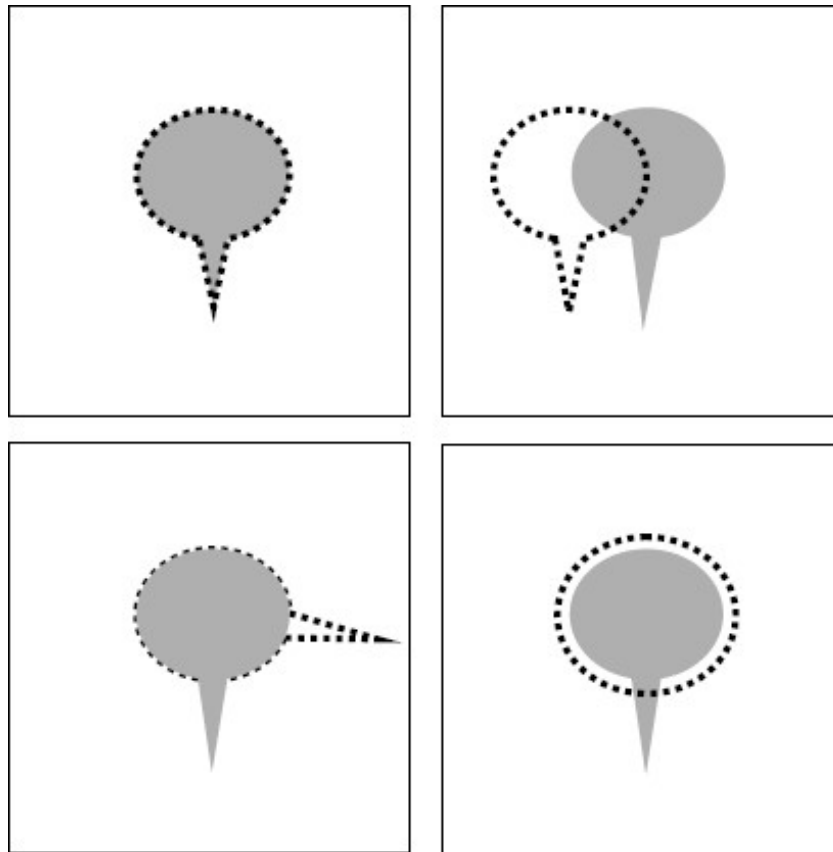


Figura 16. Quatro possibilidades em que o CI proposto pelo RTOG é igual a 1 (volume alvo, sombreado; volume da isodose de referência, entre traços pretos). Fonte: Loïc Feuvret et al., 2006

Devido a essa limitação do CI proposto pelo RTOG, existem na literatura outras definições do CI, dentre elas a definição proposta por Paddick. Em 2000, Paddick propôs um CI alternativo que tinha como objetivo considerar o grau de intersecção entre a isodose de referência e o volume alvo. Paddick acreditava que o volume do alvo coberto pela isodose de referência era um parâmetro essencial para quantificar uma verdadeira avaliação do grau de conformidade da isodose de referência (PADDICK, 2001). Portanto, foi proposto o $CI_{Paddick}$ definido pela Equação 5.2:

$$CI_{Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{(TV \times V_{RI})} \tag{5.2}$$

Onde TV_{PIV} é o volume do alvo coberto pela isodose de prescrição.

Como podemos ver na Equação 5.2, o valor obtido no cálculo do $CI_{Paddick}$ é ≤ 1 , onde não foi definido um valor ideal para o mesmo. Porém, ao se aproximar de 1, indica que o planejamento possui um alto grau de conformação da dose, sendo perfeito quando for igual a 1. Apesar de considerar o grau de intersecção dos volumes, o $CI_{Paddick}$ também possui limitação de distinguir se há excesso de dose no tecido sadio ou se o alvo é parcialmente irradiado. Além disso, CI_{RTOG} e $CI_{Paddick}$ possuem características que dificultam a comparação direta de seus valores entre diferentes casos:

- Dependência do volume da lesão, principalmente afetando lesões com diâmetros equivalentes inferiores a 20 mm (POPPLÉ *et al.*, 2021).
- Para técnicas que não utilizam modulação da intensidade do feixe, estes índices dependem do grau de esfericidade da lesão - quanto mais esférica a lesão, melhores são seus valores (SARAIVA *et al.*, 2020).
- Na grande maioria dos casos, ambos os índices possuem uma correlação positiva, e o índice proposto por Paddick efetivamente oferece a mesma informação do definido pelo RTOG (se este avaliado em conjunto com a distribuição da dose na imagem e o DVH), pelo fato de que, na grande maioria das vezes, a isodose de referência estará com interseção com volume alvo (STANLEY *et al.*, 2011).

Como descrito anteriormente, algumas variáveis podem influenciar os resultados do CI, como por exemplo: técnica de planejamento, volume do alvo, forma e localização (VERGALASOVA *et al.*, 2019), (STANLEY *et al.*, 2011), (VERHEY; SMITH; SERAGO, 1998).

O objetivo aqui não é aprofundar no CI e suas dependências, mas sim deixar claro que elas existem, e que de forma isolada, esse parâmetro não pode ser usado como balizador sobre a qualidade de um planejamento. É importante buscar na literatura valores que mais se aproximam da sua prática e também manter uma avaliação de tendência dos planejamentos obtidos na sua instituição.

5.3.2 Qualidade de Cobertura (Q)

Este parâmetro, também definido pelo RTOG, tem como objetivo avaliar planejamentos de SRS/SRS-F em termos da qualidade de cobertura no volume alvo de planejamento, Q, olhando para a relação entre a isodose mínima no PTV e a isodose de prescrição. Este valor é definido pela Equação 5.3:

$$Q = \frac{I_{min}}{RI} \quad (5.3)$$

Onde I_{min} é a isodose mínima e RI é a isodose de referência.

Se Q for maior que 0,9 (90%) está em conformidade com o protocolo do RTOG, se Q for maior que 0,8 (80%) é considerado como um desvio aceitável.

Podemos concluir que é um parâmetro de avaliação de dose mínima que o PTV recebe no planejamento, onde quanto menor for a dose mínima, menor é o valor de Q. Este parâmetro também possui suas fragilidades, por exemplo, de não avaliar, de fato, qual é o volume do PTV que recebe dose inferior à prescrita, e também se houve uma perda de cobertura no PTV de forma intencional com o objetivo de diminuir a dose em algum OAR. Portanto, avaliar esse parâmetro de forma isolada não será efetivo em definir se a dose mínima no PTV está aceitável ou não.

Lomax *et al.* (LOMAX; SCHEIB, 2003) define outro índice denominado *Target Coverage* (TC), como mostrado na Equação 5.4 abaixo:

$$TC = \frac{V_{PIV}}{TV} \times 100\% \quad (5.4)$$

Assim, a cobertura é definida como o percentual do alvo que recebe a dose prescrita. Para uma cobertura perfeita, TC (cobertura do alvo) tem o valor de 100%, diferentemente da “cobertura” definida pelo RTOG. Na mesma publicação, o autor sugere que o objetivo do planejamento é atingir $\geq 95\%$ TC, mas esse valor pode ser violado, dependendo da indicação e da posição do alvo. Na prática, a cobertura aceitável depende da indicação e posição do alvo, de modo que, enquanto para uma lesão benigna uma cobertura de, por exemplo, 90–95% pode ser aceitável, para o tratamento de metástases, almejamos uma cobertura próxima de 100% (99%, por exemplo).

Vale destacar que não é recomendado escolher a isodose de prescrição de forma que o valor de cobertura do alvo seja exatamente igual a 100%, pois é equivalente a prescrever na dose mínima do alvo e, conseqüentemente, com base no cálculo da dose em um único ponto. Logo, a dose prescrita torna-se mais suscetível a incertezas de cálculo do SPT.

5.3.3 Índice de Homogeneidade (HI)

Um terceiro parâmetro proposto pelo RTOG 9005 é o índice de homogeneidade (HI). Este índice é definido pela Equação 5.5:

$$HI = \frac{I_{max}}{RI} \quad (5.5)$$

Onde I_{max} é a máxima dose no volume alvo e RI , como já mencionado, é a isodose de referência.

Seguindo o protocolo RTOG 9005, HI menor do que 2 é considerado um valor sem desvio, sendo valores entre 2 e 2,5 variações menores e acima de 2,5 são variações maiores, mas ainda assim são aceitáveis.

Os altos valores reportados de HI pelo RTOG 9005 são, em sua grande maioria, devido ao fato de que os planejamentos eram realizados em dispositivos dedicados com Co^{60} . Como visto, ter uniformidade da dose em planejamentos de SRS não é uma prioridade, uma vez que a falta de uniformidade pode contribuir para um rápido decréscimo da dose fora do volume alvo, diminuindo o volume de tecido normal irradiado. No estudo de Hong, L.X et al, (HONG *et al.*, 2011) foram avaliados planejamentos com campos estáticos ou arcos dinâmicos em termos de HI e do gradiente da dose fora do volume alvo, como é ilustrado na Figura 17.

Como podemos notar através da Figura 17, a distância entre $R_{50} - R_{100}$ (cm) cresce drasticamente quando o HI fica menor do que 1,2 (120%) e, conseqüentemente, o volume de tecido normal irradiado aumenta. Portanto, a não uniformidade da dose dentro do volume alvo se faz necessária em planejamentos de SRS/SRS-F. Com o uso de aceleradores lineares, valores maiores que 1,2 a 1,3 de HI não resultam em grandes variações de diminuição da dose fora do volume alvo (HONG *et al.*, 2011).

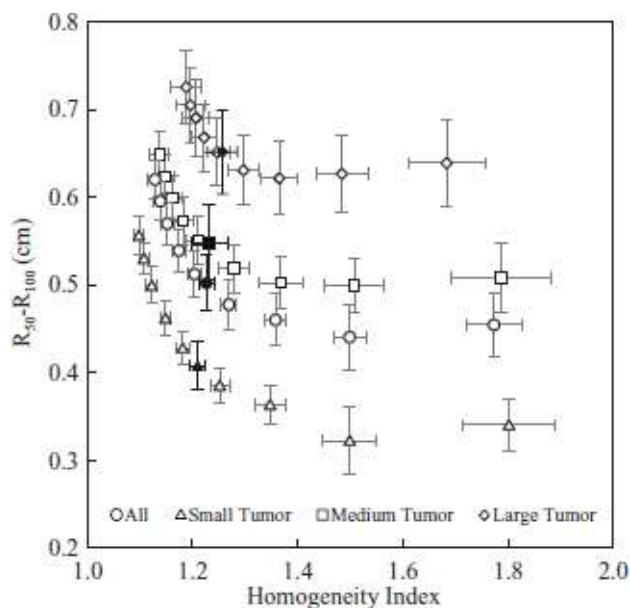


Figura 17. Distância entre a isodose de 50% e 100% (R50 – R100 (cm)) comparada com o HI para diferentes tamanhos de volumes alvos. Fonte: Linda X Hong et al. (2011)

5.3.4 Índice de Gradiente (GI)

Os parâmetros de avaliação do plano descritos até o momento (apesar de ter relação, como visto na Figura 17), não consideram o decaimento da dose de radiação fora do volume alvo, mas sim o quanto adaptada está ao tamanho e à forma do volume alvo. Porém, quantificar o decaimento da dose fora do volume alvo é de suma importância, uma vez que o está relacionado com a quantidade de tecido normal irradiado e consequentemente com a probabilidade de complicações do mesmo (FLICKINGER *et al.*, 2000).

Para quantificar o decaimento da dose fora do volume alvo, em 2006 Paddick propôs o GI (PADDICK; LIPPITZ, 2006). O $GI_{Paddick}$ é definido pela Equação 5.6:

$$GI_{Paddick} = \frac{IV_{50\%}}{IV_{100\%}} \tag{5.6}$$

Onde $IV_{50\%}$ é o volume da isodose de 50% da dose de prescrição e $IV_{100\%}$ é o volume da isodose de prescrição.

Foi concluído no trabalho de Paddick que $GI_{Paddick} < 3$ geralmente irá refletir em um decaimento da dose fora do alvo consistente, considerando apenas lesões únicas. Porém, este mesmo conceito pode ser utilizado para múltiplas lesões, para isso a análise dos volumes de isodose tem que ser realizada para cada lesão, mas valores acima de 3 são esperados principalmente quando há lesões próximas umas das outras (CLARK *et al.*, 2009).

Assim como outros índices, o GI possui algumas dependências, e uma delas é com o volume da lesão. Temos que, para lesões pequenas, o GI encontrado pode ser > 3 , embora esse planejamento apresente o mesmo decaimento de dose (fall-off) que outro planejamento para uma lesão grande.

Por exemplo, na Figura 18 temos duas lesões (1 e 2), com volumes $V_1=10$ e $V_2=1$ cm^3 , perfeitamente esféricas, volume da isodose de prescrição igual ao volume da lesão ($IC_{paddick}=1$), decaimento de dose (fall-off) isotrópico de 100% para 50% em 5 mm, ou seja, ambas com um *falloff* de 10% / mm. No entanto, ao calcular o $GI_{P\ addick}$, temos que o $GI_{P\ addick}$ é 2,6 para lesão 1 e 5,9 para lesão 2, evidenciando a dependência com o volume da lesão.

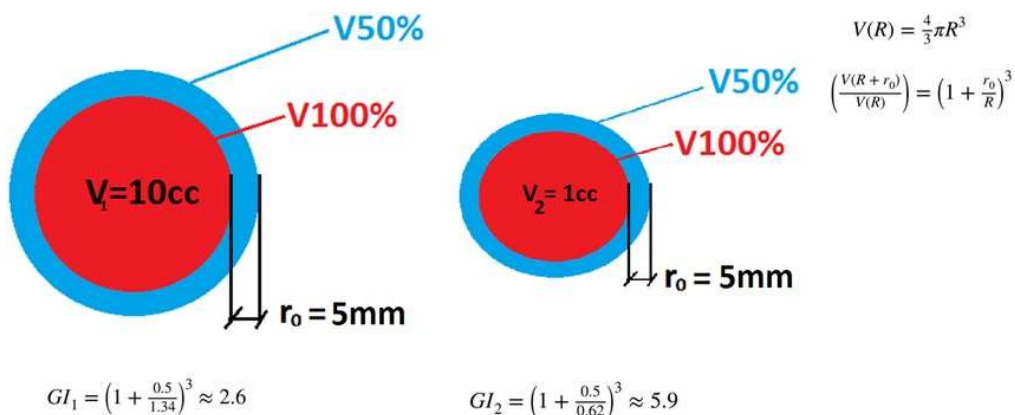


Figura 18. Exemplo de duas lesões esféricas de volumes $V_1=10$ e $V_2=1\text{cm}^3$. Ambas apresentam o mesmo decaimento da dose, porém com valores de $GI_{paddick}$ diferentes.

A relação do diâmetro equivalente do alvo com o índice de gradiente pode ser observado pela Figura 19, onde são comparadas duas técnicas de radiocirurgia utilizando VMAT, evidenciando que para lesões com diâmetro equivalentes menores que 40 mm podemos encontrar valores de $GI_{Paddick} > 3$.

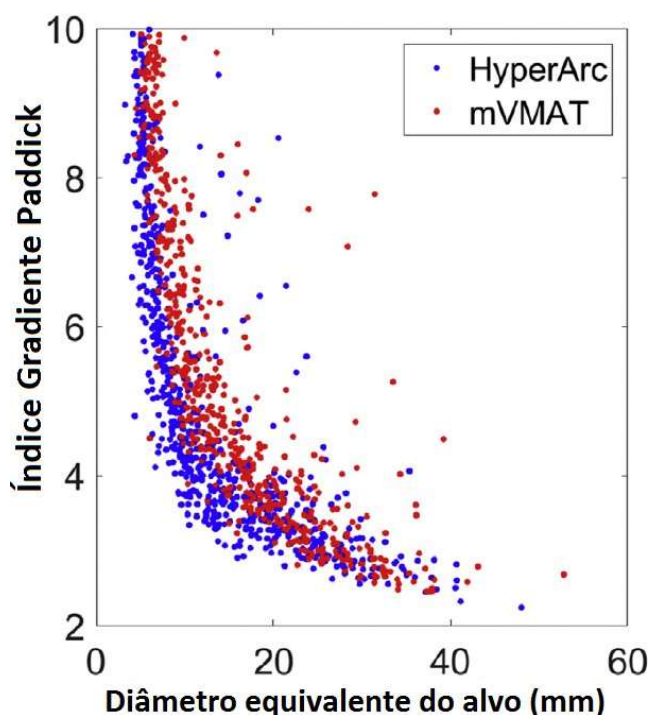


Figura 19. Comparação de $GI_{P\ addick}$ planejados com VMAT “manual” e HyperArc em relação ao diâmetro equivalente do alvo (mm). Fonte: Adaptado de Richard A Popple et al. (2021).

5.3.5 Índice de Gradiente de Dose (DGI)

Um novo formalismo foi desenvolvido para relacionar o decaimento de dose fora do alvo com o volume da lesão, este chamado de DGI (*Dose Gradient Index*) (REYNOLDS *etal.*, 2020b).

Primeiro temos que calcular o valor do raio efetivo do volume da isodose de prescrição, $R_{eff;Rx}$, assim como o raio efetivo do volume da isodose que é igual à metade da dose de prescrição, $R_{eff;50\%Rx}$. Os valores de volume das isodoses são fornecidos pelo DVH. Utilizando a equação de volume da esfera, calcula-se o raio efetivo conforme a Equação 5.7. O raio efetivo de um volume é o raio de uma esfera de igual volume.

$$R_{eff} = \frac{\sqrt[3]{3V}}{4\pi} \quad (5.7)$$

Considerando que o decaimento ideal da isodose de prescrição para a isodose referente à metade da prescrição seja de 16,6% por milímetro, ou seja, a diferença ($R_{eff;50\%Rx} - R_{eff;Rx}$) é igual a 0,3 cm. O DGI é uma pontuação de gradiente escalada como mostra a Equação 5.8.

$$DGI = 100 - 100 * ((R_{eff;50\%Rx} - R_{eff;Rx}) - 0,3cm) \quad (5.8)$$

Este gradiente ótimo de 0,3 cm foi obtido empiricamente a partir de casos de planejamento SRS. O DGI escala linearmente com o raio efetivo do volume de isodose de prescrição. Cada milímetro adicional em raio efetivo além de 0,3 cm de volume corresponde a uma perda de 10 pontos DGI. Por exemplo, DGI = 100 corresponde a um gradiente efetivo de 0,3 cm, DGI = 90 é um gradiente efetivo de 0,4 cm, DGI = 80 é um gradiente efetivo de 0,5 cm e assim por diante. Para alvos muito pequenos (<1 cm), DGI ligeiramente superior a 100 pode ser alcançado. A tabela 7 fornece valores mínimos e ideais para o DGI em relação aos diferentes grupos de volume das lesões. Este estudo foi realizado em pacientes com 1 ou até 4 lesões com CyberKnife, mas pode ser utilizado como um valor de referência para DGI independente da técnica utilizada.

Tabela 7. Diretrizes DGI para lesões cerebrais em tratamentos de radiocirurgia/radioterapia estereotáxica usando CyberKnife.

Grupo (Volume do tumor cm ³)	Ideal DGI	Mínimo DGI
Grupo I (0-1)	91	83
Grupo II (1-3)	81	72
Grupo III (3-5)	74	65
Grupo IV (5-10)	70	58
Grupo V (10-15)	65	52
Group VI (15-40)	52	35

A Figura 20 mostra a distribuição gráfica do DGI em relação ao volume do tumor. Nota a relação linear que apresenta com o volume da lesão.

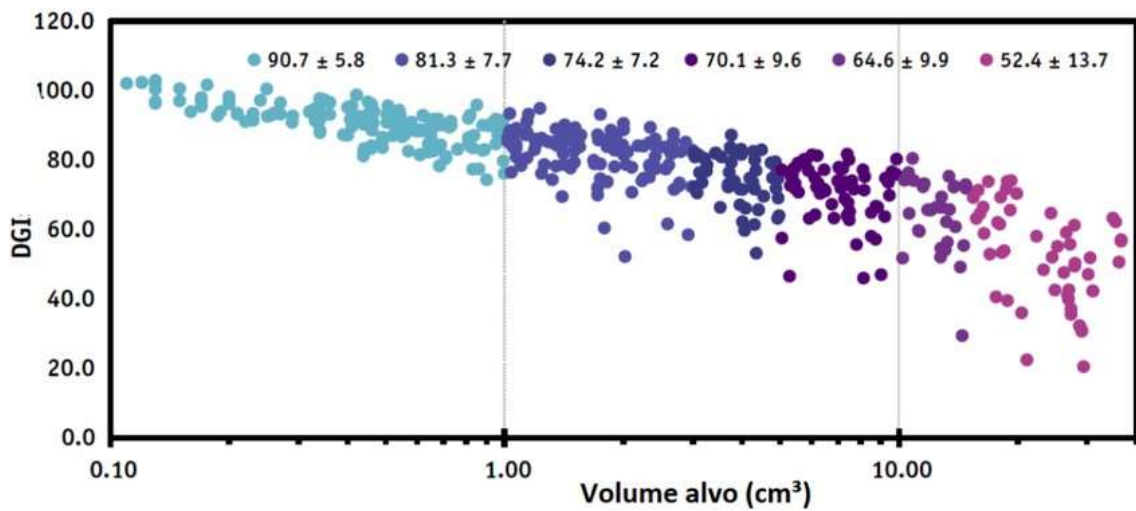


Figura 20. Distribuição dos índices de gradiente de dose (DGI) com o tamanho do tumor. Seis grupos de tamanho de tumor, Grupo I (0-1 cm³), II (1,1-3,0 cm³), III (3,1-5,0 cm³), IV (5,1-10,0 cm³), V(10,1-15,0 cm³) e VI (15,1-40,0 cm³), são apresentados em cores diferentes, com cada ponto representando o DGI para um único plano dentro do grupo. Os DGI ideais (médios) com desvios padrão para cada grupo são rotulados para cada grupo.

O DGI é uma métrica útil na análise da qualidade do plano de SRS/SRS-F, permitindo a avaliação quantitativa do gradiente de dose.

Como já mencionado, existem outros parâmetros de avaliação do plano na literatura, porém aqui foram descritos os mais comumente empregados na avaliação dos planos de SRS/SRS-F. A Tabela 8 é um resumo dos valores estabelecidos para os parâmetros aqui mencionados.

Tabela 8. Resumo dos parâmetros de avaliação do planejamento.

	Sem Desvio	Desvio Menor	Desvio Maior
CI-RTOG	entre 1 e 2	entre 0,9 e 1 ou 2 e 2,5	< 0,9- ou > 2,5
CI-Paddick	≤ 1	-	-
Q-RTOG	≥ 0,9	≥ 0,8	-
HI-RTOG	≤ 2	≤ 2,5	> 2,5
GI-Paddick	≤ 3	-	-
DGI		vide tabela 7	

5.3.6 Distribuição de Dose e DVH

Como já mencionado, os parâmetros de avaliação do plano, quando analisados de forma isolada, não asseguram que o plano está ótimo para o tratamento do paciente. Por isso, uma inspeção visual da distribuição da dose nos cortes da imagem é indispensável.

Por exemplo: na avaliação do CI do RTOG, foi encontrado um valor próximo do ideal (CI 1); e na inspeção visual, a isodose de prescrição realmente está conformada ao volume alvo em todos os cortes da imagem? Se sim, podemos afirmar que um bom valor de CI obtido se traduz, de fato, em uma boa conformidade da dose de prescrição ao alvo. Este é apenas um exemplo, mas a relação entre o parâmetro medido e a distribuição de dose deve ser avaliada para todos os outros parâmetros. É importante também que todos os níveis de dose de interesse sejam avaliados, pois, deste modo, é possível analisar qualitativamente a dose que os OARs recebem. Deve-se observar se não existem tendências direcionais indesejadas na distribuição de dose, principalmente em direção a OARs e à pele.

Por fim, a análise minuciosa de DVH permite quantificar a dose nas estruturas delineadas, uma vez que fornece uma distribuição estatística da dose, como: valores de dose máxima, mínima, média, mediana, etc. Além disso, pode-se obter o volume de uma estrutura recebendo determinado nível de dose, o que é muito importante, uma vez que a probabilidade de complicações devido ao tratamento está relacionada com os níveis de dose que os tecidos normais recebem (PIEDADE; L.A.; J.G.P, 2019).

Claro que a análise de DVH deve ser parametrizada com as limitações de dose estabelecidas em protocolos, tais como TG-101, QUANTEC, TIMMERMAN, Hytec etc. De acordo com o QUANTEC (LAWRENCE *et al.*, 2010), o volume de cérebro recebendo uma dose $\geq 12\text{Gy}$ esteve correlacionado com incidências de necroses, sugerindo então que o volume de cérebro que recebe esta dose não deve ultrapassar $5/10\text{cm}^3$. No entanto, existem outras referências sugerindo diferentes limites de dose/volume do cérebro que podem se correlacionar com complicações do tratamento (LEVEGRUN *et al.*, 2004).

É importante que seja estabelecido um protocolo clínico com os limites de dose aceitáveis na instituição, uma vez que os protocolos de referência devem ser considerados como um objetivo mínimo a ser alcançado, sempre tentando entregar o melhor planejamento ao paciente, garantindo a qualidade e segurança em todo o processo.

5.4 Parâmetros Físicos do Planejamento

Nos próximos tópicos serão abordados os principais parâmetros físicos que podem causar impacto na qualidade dos planejamentos de SRS/SRSF.

5.4.1 Resolução da Grade de Cálculo de Dose

A precisão dos algoritmos de cálculo da dose são fundamentais no processo de planejamento de tratamento. Na maioria dos casos de o SRS/SRS-F, como não há grandes heterogeneidades de tecidos, todas as classes de algoritmos, mesmo aquelas sem correção de heterogeneidade, são suficientes para calcular as distribuições de dose com precisão satisfatória. A correção de heterogeneidade se mostra importante em casos próximos à calota craniana e seio nasal (cavidades de ar) (PAPANIKOLAOU *et al.*, 2004).

Um aspecto importante é o valor da grade de cálculo de dose, pois os resultados dos índices e dos valores estatísticos citados anteriormente dependem da escolha desse parâmetro. A

distribuição espacial da dose é baseada no cálculo da dose em uma matriz de pontos igualmente espaçados. Como em SRS trabalhamos com alvos e OARs de volumes pequenos, recomenda-se o tamanho da grade de cálculo de 1 mm para que haja amostragem suficiente de pontos nestas estruturas (STANLEY *et al.*, 2010b) e a espessura de corte da TC menor ou igual a 1,25 mm incluindo todo aparato para imobilização (HALVORSEN *et al.*, 2017a).

5.4.2 Espessura do MLC

O impacto da largura do MLC é influenciado pela escolha da técnica de planejamento. O tamanho da lesão em relação à largura do MLC também é outro fator importante, podendo encontrar mais dificuldades em atingir os objetivos dosimétricos à medida que o diâmetro da lesão se equipara à largura do MLC. Para SRS/SRS-F considerada adequada para a maioria das aplicações uma largura da folha MLC de menor ou igual a 5 mm (STANLEY *et al.*, 2010b), (GUCKENGRGER *et al.*, 2020).

5.4.3 Escolha da Energia

Para tratamentos de SRS, é recomendado a utilização de feixes de fótons de baixa energia (≤ 10 MV). Dentre os motivos, podemos citar: quanto maior a energia, maior o caminho dos elétrons secundários, afetando significativamente a largura da penumbra e, conseqüentemente, aumento da deposição de dose nos OARs e piora nos gradientes de dose; o sistema de colimação, como os MLCs, normalmente bloqueiam fótons de 6MV e 10MV de modo mais eficiente do que 15MV; além disso, energias maiores que 10MV dão origem à produção de nêutrons (SEUNTJENS *et al.*, 2014b).

5.4.4 Impacto Dosimétrico dos Acessórios de Imobilização e Mesa no Cálculo da Dose

Para realizar SRS/SRS-F dispositivos de imobilização são frequentemente conectados ao tampo da mesa com uma placa de base ou dispositivo similar. Esses dispositivos adicionais, geralmente feitos de fibra de carbono, plástico ou alumínio, atenuam o feixe e aumentam a dose na superfície da pele do paciente com magnitude variando com o tipo e a composição do dispositivo. Foram relatados efeitos de atenuação de até 11% da combinação de mesa e vários dispositivos de imobilização, incluindo estruturas de corpo e cabeça usadas para radiocirurgia estereotáxica (OLCH *et al.*, 2014a). Quando possível, é recomendado incluir no cálculo do sistema de planejamento os acessórios de imobilização para avaliar doses superficiais e cobertura no alvo.

5.5 Planejamento Físico

5.5.1 Conceitos Gerais

O planejamento é elaborado de forma que aproximadamente todo o alvo (99% doseu volume, por exemplo) seja coberto pela dose de prescrição, enquanto atinge gradientes acentuados no seu entorno, preservando cérebro normal e outras estruturas críticas adjacentes.

Esse requisito dosimétrico, independentemente da plataforma utilizada, é atingido através da escolha adequada do arranjo dos feixes de radiação e do tamanho da abertura do sistema de colimação.

5.5.1.1 Arranjo dos Feixes

Para alcançar uma distribuição de dose com queda rápida a partir da borda do alvo e aproximadamente isotrópica, é necessário um número grande de feixes com diferentes incidências e espalhados de forma equidistantes.

A Figura 21 compara a distribuição de dose para quatro arranjos de feixes: incidências apenas no plano axial, e 3, 5 e 9 planos. Também é apresentado os respectivos perfis de dose a partir do isocentro nas direções de menor e maior gradiente de dose. Um número pequeno de feixes resulta em uma queda de dose mais acentuada em algumas direções, mas com um gradiente menor em outras. Por exemplo, um planejamento com todos os feixes incidindo apenas no plano axial tem uma queda de dose acentuada na direção perpendicular a esse plano, enquanto a diminuição da dose acontece de maneira bastante gradual no plano formado pelos feixes. À medida que o número de feixes distribuídos em diferentes planos aumenta, o gradiente de dose se torna mais uniforme, porém chega em um momento que a adição de mais planos não irá resultar em grandes diferenças.

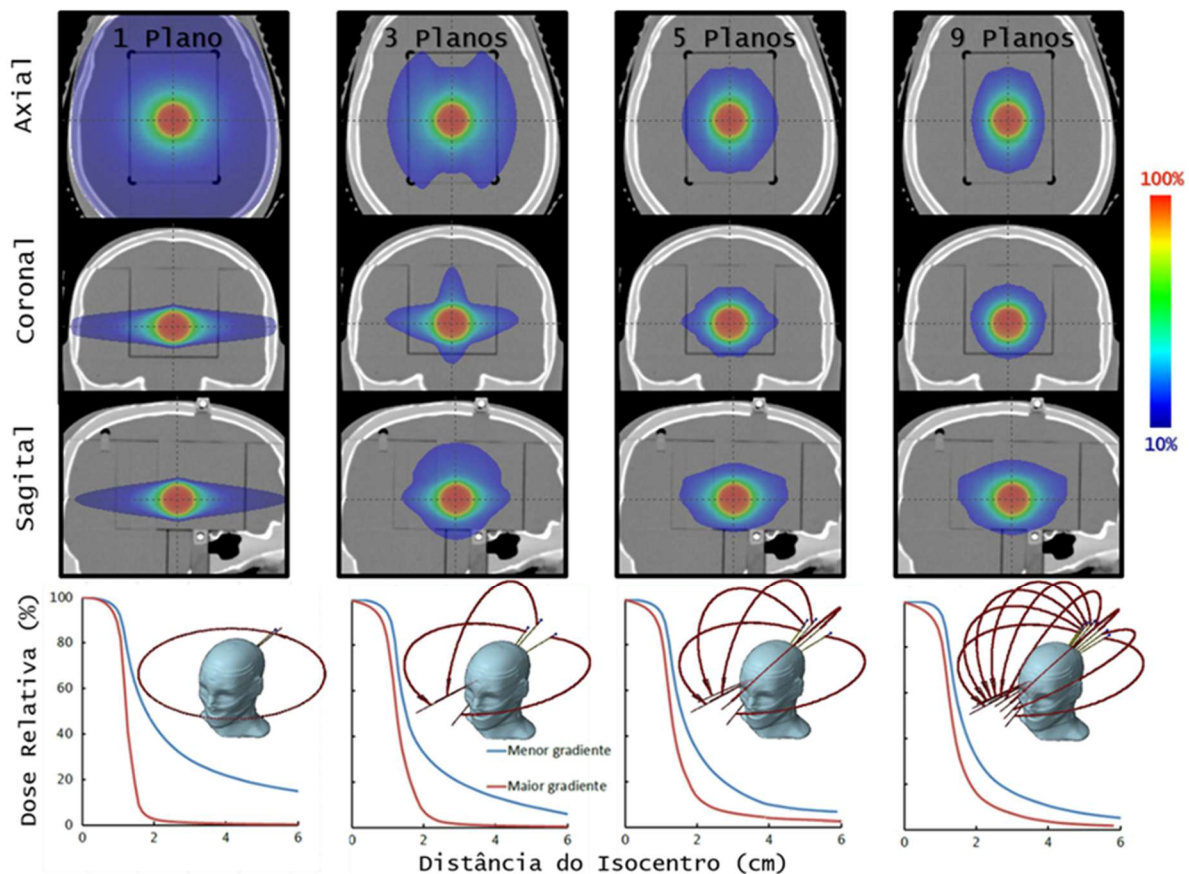


Figura 21. Distribuição de dose e perfis de dose nas direções de menor e maior gradiente para quatro arranjos de feixes.

Em contrapartida, situações em que o alvo está bastante próximo a algum OAR, se necessário, maximiza-se o gradiente de dose na direção deste órgão para respeitar seu limite de dose.

Idealmente, a coincidência entre entrada e saída dos feixes deve ser evitada. Entradas do feixe por estruturas sensíveis não devem ser selecionadas. Sobreposição das entradas dos feixes na superfície do paciente podem ocasionar tendências direcionais indesejadas na distribuição da dose.

Para tratamentos com acelerador linear, cada plano de incidência de feixe corresponde a uma posição de ângulo de mesa, ou seja, um número elevado de planos pode aumentar demasiadamente o tempo de tratamento. Portanto, deve haver um equilíbrio entre a qualidade na distribuição da dose e a complexidade na execução do tratamento. Feixes, sejam arcos ou campos estáticos, distribuídos em 3 ou 4 posições de mesa geram distribuições de dose adequadas para a

grande maioria das situações. No entanto, paratratamento de SRS funcional, devido às doses prescritas serem bem mais elevadas, é necessário usar um número maior de posições de ângulo de mesa para melhor diluição das doses fora do alvo.

5.5.1.2 Tamanho da Abertura da Colimação do Feixe

Outro parâmetro importante do planejamento para minimizar a dose em tecidos sadios é a escolha da margem de abertura da colimação do feixe em relação ao tamanho do alvo (HONG *et al.*, 2011). Na radioterapia com fracionamento convencional de dose, a margem de colimador aplicada ao redor do PTV é cerca de 5 mm. Isso faz com que a penumbra do feixe fique posicionada fora do alvo e este seja irradiado com a parte mais plana do feixe. Como consequência, a dose dentro do alvo é mais homogênea e a queda de dose à sua volta ocorre de maneira gradativa. Já na SRS, a margem de colimação é da ordem de 1 mm. O objetivo é posicionar a região da penumbra onde inicia a queda mais íngreme de dose exatamente na borda do alvo, promovendo uma diminuição abrupta da dose ao redor e minimizando a dose integral nos tecidos sadios. Por outro lado, parte da penumbra - aquela onde o gradiente de dose é menor - posicionada no interior do alvo acarreta maior heterogeneidade de dose no seu interior (Figura 22). Uma vez que a SRS tem significativamente menos tecidos sadios incluídos no volume alvo, as restrições de homogeneidade de doses empregadas na radioterapia com fracionamento convencional não são aplicadas a esta modalidade.

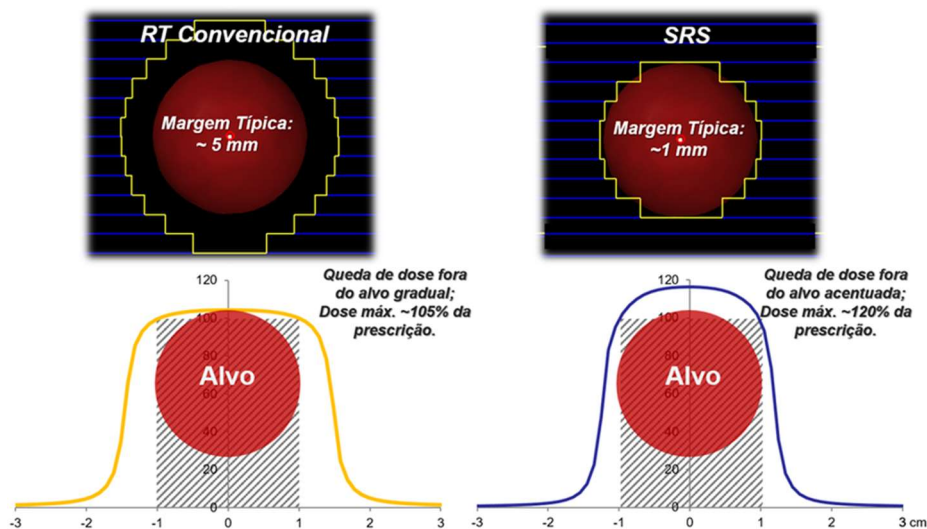


Figura 22. Comparação da margem de colimador em relação ao alvo entre a radioterapia com fracionamento convencional e a SRS.

5.5.2 Principais Modalidades Utilizadas Atualmente no Brasil

A SRS com acelerador linear pode ser realizada com cones circulares ou colimadores multilâminas (MLC) acoplados ao gantry para ajustar a abertura através da qual o volume alvo é irradiado.

O uso de cones é particularmente útil no tratamento de lesões pequenas e esféricas. Esta técnica emprega múltiplos arcos não coplanares e, manipulando-se a quantidade, o comprimento, os ângulos de incidência e os pesos destes arcos, pode-se formar distribuições de dose esféricas ou elipsoidais. Tipicamente, a curva de prescrição é aproximadamente 80% da dose máxima.

Para alvos grandes e com formas irregulares, geralmente é necessário o uso de múltiplos isocentros por lesão. O planejamento é realizado com base na técnica “spherepacking”, a mesma utilizada para a plataforma de dispositivos dedicados com Co^{60} quando múltiplos isocentros também são necessários. Distribuições de dose esféricas, geradas por arranjos de feixes nos diferentes isocentros, são agrupadas para alcançar uma distribuição de dose composta em conformidade com o volume do alvo. As intersecções das doses dos diferentes isocentros resultam em doses altamente heterogêneas dentro do alvo. A escolha da distância entre isocentros é crítica, e um espaçamento insuficiente produzirá aumento desnecessário nessa heterogeneidade. Para os planejamentos com mais de um isocentro, a curva de prescrição é cerca de 70% da dose máxima, podendo chegar a 50%, o que ocorre com mais frequência com dispositivos dedicados com Co^{60} .

O acelerador linear com MLC, comparado com cones e dispositivos dedicados com Co^{60} , produz melhor conformidade de dose e tempo de tratamento reduzido quando usado para tratar lesões maiores e irregulares. Nesta modalidade, o tratamento pode ser realizado na forma de feixes estáticos ou arcos dinâmicos, denominados de radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT) e terapia de arco conformado dinâmico (DCAT), respectivamente. O valor da curva de prescrição é semelhante àquela usada com cones em um isocentro.

O MLC também permite o uso das técnicas de IMRT e VMAT que são mais vantajosas para tumores grandes, irregulares e com concavidades.

A técnica de IMRT consiste na entrega de dose ao paciente através de vários campos estáticos com fluência de radiação não uniforme e pode produzir distribuições de dose bastante complexas.

Já a técnica VMAT combina características da IMRT com as da DCAT. Pode-se produzir distribuições de dose ainda mais bem adaptadas ao formato do alvo através da variação dinâmica da taxa de dose, da posição das lâminas e da velocidade de rotação do gantry em arcos de até 360 graus.

As técnicas de IMRT e VMAT fazem uso do planejamento inverso para gerar as distribuições de dose mais complexas. Logo, não é possível controlar diretamente a abertura do colimador, que é um dos parâmetros utilizados para se atingir queda acentuada de dose ao redor do alvo. Portanto, para SRS, os objetivos de conformidade e gradiente de dose devem ser incorporados no planejamento inverso. Para isso, uma série de estruturas auxiliares aninhadas, chamadas de anéis, são construídas em torno do alvo, conforme ilustrado na Figura 23. Clark et al, descreveu um passo a passo de como realizar este tipo de planejamento de SRS de múltiplas lesões em único isocentro utilizando VMAT (CLARK et al., 2014). Geralmente, 3 anéis são suficientes para se obter um bom controle sobre a distribuição de dose fora do alvo durante o planejamento inverso. Um exemplo das distâncias das superfícies internas e externas dos anéis em relação ao alvo são as seguintes: anel interno, 0 e 5 mm; anel intermediário, 5 e 10 mm; anel externo, 10 e 30 mm. O anel interno é utilizado para otimizar o índice de conformidade. Para isso, é usado um limite de dose máxima igual à 98% da dose de prescrição. Os anéis intermediário e externo são úteis para controlar o índice de gradiente e são adicionados limites de dose máxima igual a 50% e 40% da prescrição, respectivamente.

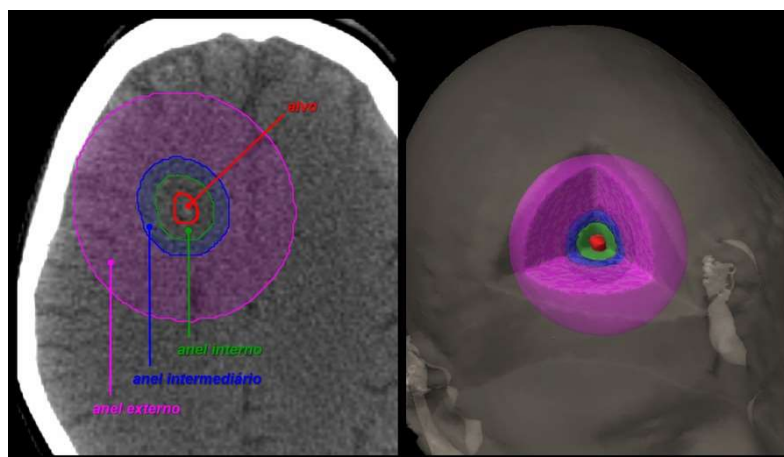


Figura 23. Volume alvo e conjunto de anéis utilizados no planejamento inverso para controlar a queda de dose em torno do alvo.

Para se obter o gradiente de dose adequado em torno do alvo, é preciso permitir pontos quentes em seu interior (120% ou mais da dose de prescrição). No entanto, é comum que esses locais com doses mais altas estejam próximos à periferia do alvo, na região da margem de PTV. Para assemelhar-se a distribuições de dose na região dentro do alvo típicas de técnicas mais tradicionais, concentrando os pontos quentes preferencialmente no GTV, pode-se fragmentar o volume alvo em dois: periferia e núcleo (Figura 24).

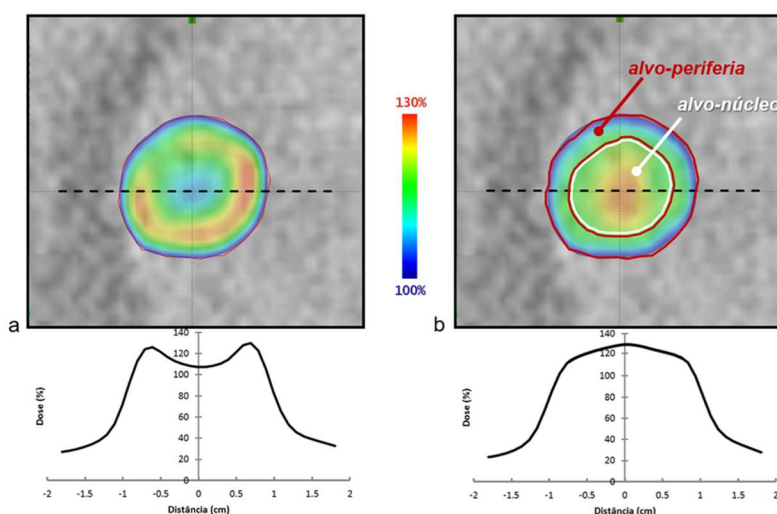


Figura 24. Níveis de dose (100% a 130% do valor da prescrição) e perfil de dose latero-lateral passando pelo centro do alvo para a técnica VMAT. (a) Resultado obtido sem fragmentação do alvo e (b) subdividindo o alvo em núcleo e periferia.

A região da casca corresponde à superfície do alvo com uma margem interna de cerca de 1 mm. O núcleo refere-se à região central do alvo, que exclui a casca. Durante a otimização do planejamento, é possível controlar a dose máxima na periferia, aproximadamente de 110 a 115% da dose de prescrição, por exemplo, e permitir valores maiores no núcleo.

A técnica de VMAT tem se mostrado bastante atraente no tratamento de múltiplas lesões cerebrais com isocentro único, pois diminui a complexidade do planejamento eo tempo de tratamento, mantendo a qualidade na distribuição de dose (THOMAS *et al.*, 2014). O planejamento de múltiplos alvos com técnicas tradicionais é desafiador, pois cada um dos alvos possui um ou mais isocentros com várias incidências de feixes, sejam arcos com cones, arcos dinâmicos, campos

estáticos conformacionais, campos estáticos com intensidade modulada, ou shots com dispositivos dedicados com Co^{60} . Ao longo do planejamento, deve-se considerar possíveis contribuições de dose do planejamento de uma lesão nas demais. Já com a técnica VMAT, o isocentro único é posicionado no centro geométrico da soma de todos os alvos. Em geral, de 3 a 6 arcos não-coplanares são utilizados. Deve-se escolher ângulos de colimador de modo a minimizar o compartilhamento dos mesmos pares de lâminas por dois ou mais alvos, para que não ocorram competições das lâminas entre estes alvos e irradiação indesejada de tecido normal na região entre eles. Além de todos os recursos de otimização citados anteriormente, para múltiplas lesões, é muito importante que se controle o volume de doses baixas em cérebro sadio. Para esse fim, é utilizada mais uma estrutura de otimização e que pode ser gerada, por exemplo, excluindo todos os alvos do cérebro. No trabalho de Yuan et al. foi demonstrada a eficiência em diminuir a dose em cérebro sadio limitando a dose média na estrutura de otimização em até 2 Gy, para uma dose de prescrição de 18 Gy nos alvos (YUAN *et al.*, 2018). Esta abordagem irá inibir que, para incidências onde dois ou mais alvos estejam alinhados ao longo da direção do movimento das lâminas, a região de tecido sadio entre eles seja irradiada.

Vale destacar que, ao utilizar a técnica VMAT com isocentro único para múltiplos alvos, deve-se tomar um cuidado ainda maior para garantir o posicionamento adequado do paciente, pois a dose de cobertura é bastante sensível a erros de rotação, especialmente em alvos pequenos e distantes do isocentro.

5.6 Considerações Finais

Diante dos aspectos aqui apresentados, podemos concluir que são muitas as variáveis envolvidas no planejamento de SRS/SRSF. Acreditamos que o primeiro passo é entender quais são os objetivos dosimétricos a serem alcançados e a partir disso buscar pelo planejamento ideal para um determinado caso.

No processo de avaliação do planejamento é super importante unir as análises quantitativas dos índices de avaliação do plano e do DVH com a análise qualitativa da distribuição de dose, o resultado dessas avaliações devem ser convergentes.

Entendendo o impacto do MLC, da escolha da energia e da técnica de planejamento escolhida será possível identificar se o resultado obtido é um planejamento ótimo ou se há possibilidades de melhorias.

Acreditamos que o processo de planejamento físico é dinâmico, portanto à medida que novas tecnologias surgem, é importante que o usuário compare o resultado e a qualidade dosimétrica com valores obtidos por técnicas consolidadas. Por exemplo, a disponibilidade de plataformas que não permitem incidências de campos não coplanares tem se tornado mais comum. Embora ofereçam recursos de técnicas de IMRT e/ou VMAT, o princípio para concentrar a dose no alvo e criar gradientes acentuados no entorno é o uso de um número grande de incidências de feixes. Logo, o arranjo de campos coplanares inerente desta modalidade, por não permitir diluir a dose por meio de feixes em diferentes planos de incidência, apresenta desvantagens em termos de gradiente de dose fora do alvo, o que pode ser inapropriado para SRS. Portanto, novas tecnologias devem ser avaliadas com cautela, utilizando critérios físicos e clínicos.

Neste capítulo foram apresentados os principais pontos de atenção na realização do planejamento de SRS/SRS-F, que uma vez seguidos, poderão ajudar na qualidade e segurança do planejamento oferecido ao paciente.

6 Sistemas de Verificação do posicionamento (Estereotaxia e IGRT)

6.1 Frame

6.1.1 Evolução

A Radiocirurgia teve início muito tempo antes do desenvolvimento das técnicas de imagem mais modernas, utilizadas tanto para conferência do *setup* inicial do paciente quanto, evidentemente, para o controle do movimento intrafração. A experiência inicial nestes tratamentos foi baseada na utilização de sistemas estereotáticos, nos quais as regiões são localizadas a partir de sistemas fixos acoplados ao paciente, conhecidos como *frames*. Estes aparatos propiciaram, a partir da década de 1950, o surgimento do conceito de Radiocirurgia (LASAK; GORECKI, 2009).

6.1.2 Características

Os sistemas *frame-based* foram, por muitos anos, o *setup* de referência para imobilização de radiocirurgia e ainda hoje se mantêm em uso em vários serviços. Esta escolha se dá pela questão da tecnologia disponível, ou ainda por opção de algumas equipes em busca de uma fixação mais rígida e, em teoria, mais adequada para casos selecionados. Entretanto, devemos observar também o contexto de evolução das técnicas de conferência por imagem, bem como a real exatidão e precisão dos sistemas invasivos, quando comparados aos métodos atuais.

Com a evolução das técnicas de imagem para simulação, passa-se a trabalhar com imagens tridimensionais destes sistemas, baseadas em tomografias. Desta mesma forma, tornou-se possível criar um sistema de coordenadas específico para cada paciente, com a utilização de coordenadas estereotáticas, como as caixas localizadoras, e também o desenvolvimento de sistemas não invasivos, através de máscaras termoplásticas com o uso de *bite block*, chamado de sistema *frameless* (Figura 25).

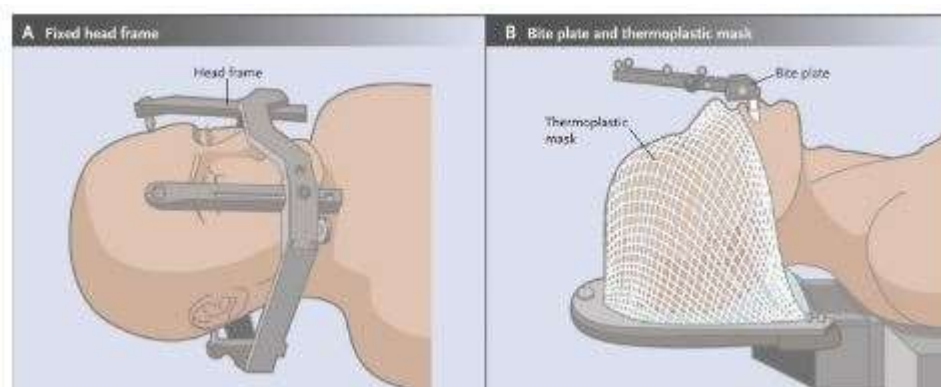


Figura 25. (a) Sistema de *head-frame*, fixo ao crânio do paciente (b) Sistema com máscara termoplástica, tipo *frameless*, com *bite block*. Fonte: John H Suh, 2010

Muitos estudos avaliaram as diferenças encontradas em imobilização destes sistemas, abordados no capítulo 2 deste documento. A literatura respalda a qualidade da imobilização com sistemas *frame*, especialmente para tratamentos com doses ainda maiores e em regiões críticas de proteção, como áreas eloquentes em tratamentos de tumores benignos.

6.1.3 Processo de posicionamento com *Frame*

Um correto posicionamento do *frame* num sistema de Acelerador Linear depende de uma cadeia de processos. Após a conclusão do planejamento, em uma impressora devidamente calibrada, são impressos os localizadores ou *templates* (Figura 26), que serão posicionados na caixa localizadora. O *frame* é indexado à mesa de tratamento através do acessório *couch mount*. A caixa localizadora é acoplada ao *frame*, e o posicionamento é realizado alinhando-se a demarcação da posição do isocentro impresso nos localizadores afixados na caixa localizadora, aos *lasers* da sala. Através do *couch mount*, é possível promover movimentos submilimétricos, bem como ajuste de angulação (*pitch*), do conjunto caixa localizadora - *frame* para o alinhamento refinado.

Uma vez que, o alinhamento da projeção do isocentro de tratamento com os lasers da sala é feito após o teste de Winston-Lutz ser realizado, garantindo a exatidão no tratamento.



Figura 26. Sistema Brainlab de localização para Acelerador Linear baseado em coordenadas estereotáxicas, com ajuste dependente da impressão dos localizadores (*templates*) e do ajuste dos *lasers*.
Fonte: Arquivo autores.

6.1.4 Cuidados e desvantagens

A colocação do *frame* é um procedimento invasivo aos pacientes, sendo também desconfortável e potencialmente intimidador. Ele é fixado à tábua óssea do crânio do paciente por meio de quatro parafusos, antes da tomografia de simulação, sendo mantidos até o final da entrega do tratamento. Além disso, requer participação ativa de um número maior de profissionais e que o fluxo de planejamento e tratamento seja realizado com a maior celeridade possível. Essa necessidade de um fluxo que, por natureza é complexo, seja realizado todo dentro do mesmo dia, gera não apenas uma carga de trabalho maior à equipe como também potencializa o risco de erros e da entrega de planejamentos subótimos. Adicionalmente, o procedimento impossibilita a realização de tratamentos fracionados.

Com o desenvolvimento das técnicas de imagem e a implementação de sistemas de aquisição de imagens para IGRT, a utilização de sistemas *frameless* para imobilização tem aumentado, substituindo os sistemas de imobilização invasivos do tipo *frame*.

6.2 Sistemas *Frameless*

6.2.1 Características

Os sistemas de imobilização baseados em máscaras termoplásticas, tipo *frameless* (Figura 27), são sistemas não invasivos, conforme discutido no capítulo 2. São os mais utilizados hoje em dia por sua praticidade, conforto e bons resultados clínicos (BENNION; T; V, 2016), (CHEN et al., 2015), especialmente quando associado às novas técnicas de imagem e conferência intrafração.



Figura 27. Exemplo de sistema *frameless* com máscara de imobilização. Fonte:Brainlab

Os sistemas *frameless* permitem que se tenha um fluxo convencional de planejamento. Este tempo adicional colabora para elaboração de tratamentos mais complexos e sofisticados que demandam mais tempo para sua concepção e também para execução de testes de garantia da qualidade. Ao contrário da imobilização com *frame*, esta imobilização permite a execução de tratamentos fracionados.

6.2.2 Cuidados e desvantagens

Apesar de sua natureza não invasiva, e por mais avançados que sejam, estes dispositivos não possuem a mesma imobilização e reprodutibilidade dos sistemas fixos do tipo *frame*. Desta forma, são sistemas que necessitam de conferência por imagens para garantir sua exatidão. Para garantir uma melhor reprodutibilidade durante o tratamento, também é recomendado que haja algum tipo de conferência intrafração.

6.3 Tipos de IGRT

As imagens como guia de posicionamento tornaram-se um componente essencial da radioterapia moderna (SANTOS *et al.*, 2013). A radioterapia guiada por imagem, representada pela sigla IGRT (*Image-Guided Radiation Therapy*), é uma modalidade de imagens integrada ao isocentro da unidade de tratamento que permite, a depender das características do sistema, visualizar a anatomia interna do paciente e garantir a exatidão do tratamento por meio de imagens adquiridas imediatamente antes, durante e após o tratamento.

O objetivo do IGRT é melhorar a precisão do direcionamento do feixe de radiação, contribuindo para diminuição de margens e, conseqüentemente, redução da irradiação do tecido normal, possibilitando minimizar as toxicidades.

Um dos marcos históricos do desenvolvimento do IGRT foi a criação dos dispositivos EPID (*Electronic Portal Imaging Device*), em 1992 (PEREZ; VIJAYAKUMAR, 2006) e, desde então, muitos

avanços aconteceram nas formas de aquisição de imagem (MV), e também nos sistemas de imagens kV. Além disso, o avanço computacional também permitiu maior processamento de dados levando a reconstruções mais rápidas das imagens. Hoje em dia, existem diversos fabricantes e modalidades de IGRT, inclusive com aplicabilidades voltadas para sítios anatômicos mais restritos.

Como o objetivo deste documento é abordar técnicas de radiocirurgia, será discutido a seguir sobre os sistemas mais empregados no cenário brasileiro, focando na aquisição de imagens planares e/ou volumétricas nas faixas de energia de kV ou MV, que podem ser realizadas pelo EPID, Cone Beam CT (CBCT) ou por Exactrac (Brainlab, Munique, Alemanha).

6.3.1 Dispositivo eletrônico de imagem portal (EPID)

Neste dispositivo, a imagem é originada por meio do próprio feixe de megavoltagem do equipamento (Figura 28). Em sentido perpendicular ao feixe de radiação, encontra-se uma placa cintiladora que realiza a conversão de radiação em luz e, posteriormente, uma matriz de fotodiodos capta essas imagens. Uma das críticas à utilização deste dispositivo é a predominância de Efeito Compton inerentes à aquisição, resultando em imagens de baixo contraste. Ao longo dos anos, o dispositivo foi aperfeiçoado trazendo maior resolução, área sensível e a possibilidade da utilização de diferentes energias de feixes de radiação, melhorando assim a qualidade de imagem a ser avaliada pelo usuário (FURNARI *et al.*, 2021).



Figura 28. Dispositivo de Imagem Portal. Fonte: Varian Medical Systems.

6.3.1.1 Utilização de sistemas de imagens planares MV em Radiocirurgia

O uso de imagens 2D como guia de verificação de posição e alinhamento do paciente em radiocirurgias é menos estudado, porém há referências de um grupo que trabalha com essa tecnologia. O grupo italiano do Instituto Humanitas da Catania, apresentava já em 2016 uma estatística ao redor de 1000 pacientes tratados com SRS e SRS-F, além de radiocirurgias corpóreas (SBRT), com bons resultados clínicos. Contudo, somente encontram-se referências dos trabalhos deste grupo para tratamentos fracionados (RICOTTONE *et al.*, 2011), (MARINO *et al.*, 2012). Cabe ressaltar a seleção cuidadosa dos casos, a preferência por fracionar os tratamentos, bem como uso de margens maiores, na ordem de 2-3 mm, o que aumenta a possibilidade de radionecrose em casos de dose única (NATAF *et al.*, 2008), (KIRKPATRICK *et al.*, 2015).

Ao se realizar imagens de verificação unicamente planares e de MV, apesar da qualidade inferior de imagem, tem-se a vantagem de poder utilizar o crânio como estrutura fixa para o registro das imagens. Considerando os cuidados citados nos capítulos de registro de imagens (cap. 3) sobre a utilização das ferramentas de contraste, podemos utilizar vários pontos do crânio como referência e, considerando sua estrutura rígida indeformável, aplicar o registro de forma segura, conforme abordado na literatura.

Considera-se também que uma alteração na distribuição de dose para lesões únicas, isocêntricas, com formato aproximadamente esférico, ao tratadas com alguma incerteza angular, geram menores consequências de subdosagem, não se excetuando os possíveis danos aos OARs (GUCKENBERGER *et al.*, 2007).

Estudos recentes sugerem benefícios no uso de hipofracionamento em metástases volumosas, mostrando melhora no controle da doença com menor toxicidade, quando comparados aos tratamentos em dose única (PUTZ *et al.*, 2020b). Inclusive o grupo do HyTec (GRIMM *et al.*, 2021) apresenta as análises de toxicidades para até 5 frações, mostrando que esquemas fracionados podem ser uma alternativa viável nestes casos. Esta estratégia mostra-se efetiva, pois permite um aumento seguro de margens sem piora crítica de toxicidade. Portanto, tratamentos hipofracionados que utilizem imagens de MV, comisocentros posicionados em cada lesão, podem representar uma alternativa em centros que não contemplem outro tipo de tecnologia. Há ainda a questão do acesso aos tratamentos, sendo muitas vezes insuficiente, especialmente nos locais de mais alta demanda no país. Ao utilizarmos uma técnica que possibilita redução do número de frações, consequentemente conseguimos reduzir os tempos de espera de pacientes.

Entretanto, devido à sua baixa exatidão geométrica, as lesões tratadas devem ser rigorosamente avaliadas pelo radioncologista responsável, tanto pelo viés da dificuldade de se obter referências para localização, quanto em relação à proximidade com OAR que possam sofrer danos devido a essa perda de informação. Outra limitação deste sistema é a imprecisão da posição do painel detector, que em diversos aceleradores é uma fonte de erro elevada para radiocirurgia. A recomendação deste grupo é que tratamentos de Radiocirurgia baseados em imagens planares MV não são considerados como uma técnica indicada. As indicações devem ser avaliadas de forma criteriosa e devem ser considerada a possibilidade de esquemas hipofracionados (SRS-F), o adequado uso de margens, a localização e proximidade de OAR.

6.3.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT)

A tecnologia foi introduzida pela primeira vez no mercado europeu em 1996 para imagens no ramo odontológico (SRINIVASAN; MOHAMMADI; SHEPHERD, 2014). Desde então, o CBCT tem se mostrado muito útil, pois se tornou possível diminuir os erros de *setup* do paciente antes de cada sessão, realizando imagens dos pacientes na posição de tratamento e fazendo a correlação com a tomografia de simulação, permitindo encontrar o desvio entre as duas imagens (Figura 29). O feixe cônico permite a aquisição de um volume de imagens sem a movimentação da mesa, ao contrário do realizado na tomografia helicoidal convencional, o que traz mais praticidade e agilidade à técnica. Na aquisição das imagens são utilizadas energias na ordem de quilovoltagem que possuem maior contraste e permitem também a visualização de órgãos internos que possuem relação com o tratamento.



Figura 29. Acelerador Linear equipado com dispositivo de imagem para realização de tomografia tipo CBCT. Fonte: Elekta.

A recomendação deste grupo é que tratamentos de Radiocirurgia com localização baseada em imagens CBCT, desde que observados todos os critérios de garantia da qualidade desta imagem, podem ser indicados como uma técnica recomendada para conferência de *setup* em SRS.

6.3.3 Imagens planares kV

Algumas plataformas permitem adquirir imagens planares em uma faixa de energia onde a predominância de efeito fotoelétrico é mais pronunciada. Essas imagens possuem uma melhor qualidade como no caso do ExacTrac, da plataforma de imagens integrada ao Cyberknife e também do CBCT.

Este recurso é conhecido como imagens trigadas (*triggered images*) onde é possível determinar a frequência por meio de gatilhos de aquisição selecionados pelo usuário e que geralmente podem ser de tempo, UM, ângulo de *gantry* e padrão respiratório. As imagens trigadas permitem verificar se o padrão de movimento, ou ainda, a ausência dele, se mantém durante o tratamento. Além disso, permitem também sincronizar a parada automática do feixe (*autobeam hold*), por meio da visualização de fiduciais implantados no paciente ou por variações de regiões anatômicas definidas pelo usuário através da comparação entre a imagem de referência e a imagem adquirida durante o tratamento.

6.3.4 ExacTrac®

O sistema ExacTrac® é constituído de dois subsistemas. Um sistema de rastreamento por infravermelho (IR) e um sistema de raios-X de quilovoltagem (Figura 30). O primeiro contém câmeras fixadas no teto da sala que emitem raios IR e detectam os raios refletidos por marcadores fiduciais externos. No segundo subsistema, dois tubos de raios-X estão inseridos no piso da sala de tratamento e duas telas de detectores estão fixadas ao teto. Quando acionados, fornecem duas imagens radiográficas oblíquas em relação ao paciente e ortogonais entre si (FURNARI *et al.*, 2021).

O espaço tridimensional pode ser medido através da aquisição de duas ou mais imagens bidimensionais sobrepostas (2D), sendo isto conhecido como estereofotogrametria dentro do campo da ciência da medição. Ao obter imagens de dois locais diferentes e medir o mesmo alvo em cada imagem, uma “linha de visão” passa a ser estabelecida de cada local da câmera para o alvo. Se a localização e a direção da câmera forem conhecidas, as linhas podem ser interseccionadas para produzir uma coordenada 3D.

Recentemente os fabricantes substituíram o primeiro subsistema por um sistema de rastreamento 4D composto por uma câmera térmica, um projetor de luz estruturada e duas câmeras de alta resolução para rastreamento de superfície. Historicamente, em diversas publicações envolvendo a utilização de aceleradores em técnicas de radiocirurgia funcional, nota-se a presença do ExacTrac® atrelado ao equipamento, permitindo precisão submilimétrica com a possibilidade de aquisição de imagens em diferentes posições de mesa durante o tratamento (TULEASCA *et al.*, 2018).



Figura 30. Sala de tratamento equipada com dispositivo de imagens ortogonais tipo ExacTrac®.

Fonte: Brainlab

A recomendação deste grupo é que tratamentos de Radiocirurgia com localização baseada em imagens por ExacTrac®, desde que observados todos critérios de garantia da qualidade desta imagem e utilizados com correção em 6DoF (seis graus de liberdade, do inglês *six degrees of freedom*), podem ser considerados como uma técnica recomendada de conferência.

6.3.5 Sistemas de monitoramento por superfície

A radioterapia guiada por superfície representada pela sigla SGRT (*Surface Guided Radiation Therapy*) é uma ferramenta importante dentro da gama de ferramentas para IGRT (Figura 31). A superfície externa do paciente é reconstruída tridimensionalmente por meio de câmeras e projetores de luz fixos ao teto da sala de tratamento, com o monitoramento ocorrendo em tempo real, sem a necessidade de marcadores externos, tendo como principal vantagem a utilização de radiação não ionizante (AL-HALLAQ *et al.*, 2022).



Figura 31. Sala de tratamento equipada com sistema de monitoramento por superfície (Vision RT).

Este recurso pode ser aplicado em diversas regiões do corpo humano durante o posicionamento, no monitoramento intrafração e no controle de exposição do feixe de tratamento (*beam gating*). Recentemente, a AAPM publicou em 2022 um código de prática TG-302 (AL-HALLAQ *et al.*, 2022), com o escopo do documento abordando o controle de qualidade e a implementação clínica dos principais recursos desta ferramenta (posicionamento, DIBH e SRS *frameless*). Até a data de publicação do documento, três fabricantes foram reportados no estudo (Vision RT, Varian e C-RAD). Por se tratar de um estudo recente, alguns fabricantes não foram mencionados devido à necessidade de aprovação pelo FDA. O objetivo da SGRT na SRS é auxiliar no posicionamento e realizar o monitoramento intrafração. Se algum desvio acima da tolerância for observado, deve-se parar o feixe, repetir os procedimentos de IGRT já adotados, restabelecer uma nova referência no SGRT e dar continuidade ao tratamento e monitoramento. Cervino *et al.* relatam um fluxo de trabalho de SGRT aplicado a SRS, citando que a escolha dos acessórios na simulação não deve obstruir as câmeras de monitoramento. Além disso, citam que durante o posicionamento, é recomendado alcançar diferenças entre a superfície de referência (TPS) e a adquirida pelo SGRT que estejam dentro da faixa de exatidão de posicionamento do sistema escolhido (menor que 1 mm e 1 grau). Após o posicionamento, utiliza-se o sistema de IGRT já validado e adotado para realização da técnica. As tolerâncias adotadas para monitoramento intrafração são usualmente menores que 1 mm e 1 grau, porém valores mais restritivos podem ser adotados como, por exemplo, em radiocirurgias funcionais ou em tratamentos de múltiplos alvos em um único isocentro.

Algumas limitações da ferramenta são o campo de visão (FOV, do inglês *Field-of-View*) finito, monitoramento de pacientes com tom de pele mais escuro que pode influenciar na reflexão do padrão de luz e, por último, a não correlação existente entre a movimentação do alvo interno com a superfície do paciente, que pode ser mitigado utilizando IGRT.

A recomendação deste grupo é que tratamentos de Radiocirurgia devam ser realizados com controle de superfície, sempre que a tecnologia esteja disponível, criando-se um protocolo adequado para a instituição e utilizando-se tolerâncias da ordem de 1 mm e 1 grau.

6.4 Protocolos de IGRT

Os protocolos de imagem têm especial destaque em SRS quando uma imobilização não invasiva (*frameless*) é utilizada, definindo os requisitos mínimos para garantir a correta localização dos alvos no posicionamento inicial do paciente, bem como durante a entrega de dose ao longo da sessão do tratamento. Os acessórios utilizados para posicionamento foram descritos no capítulo 2 deste documento. Desta forma, será descrito adiante os protocolos e utilização dos sistemas de verificação.

6.4.1 Protocolo para sistemas *Frame*

Em geral, a SRS com *frame* é realizada sem uso de técnicas de IGRT. No entanto, se disponível, a aquisição de imagens após o posicionamento do paciente realizado com o sistema *frame* é uma boa prática, e cujo objetivo é identificar possíveis erros grosseiros na localização.

6.4.2 Protocolo de imagens para sistemas *Frameless*

O protocolo de imagens para este tipo de tratamento deve ser composto, obrigatoriamente, pela realização de ao menos uma aquisição para posicionamento do paciente antes do tratamento. Também é importante a realização de imagens após o ajuste da posição, conferindo novamente a posição e a correção do ajuste realizado.

Com o avanço das técnicas de verificação, tornou-se possível também considerar o movimento intrafração destes tratamentos. Diversos estudos abordaram o tema da movimentação durante o tratamento (capítulo 2) e encontraram desvios da ordem de 0,5 mm de forma consistente. Portanto, este grupo também recomenda que sejam realizadas imagens de verificação durante o tratamento, sempre que disponível. Quando não houver disponibilidade de alguma modalidade de imagem ou conferência, tais como raios-X ortogonais, imagens trigadas ou controle de superfície, por exemplo, pode-se implementar imagens entre arcos ou campos de tratamento.

Cada serviço pode e deve determinar a melhor prática para sua rotina, mas cabe destacar ainda, as rotações de mesa como movimentos bastante delicados para conferência, pois são situações que agregam uma nova incerteza de posicionamento. Recentemente, um estudo japonês com 70 planos, utilizando um *setup* ajustado com mesa 6DoF, demonstrou que para arcos não-coplanares e com rotação de mesa, as margens típicas de PTV podem ser insuficientes, necessitando nova conferência ou aumento de margens (TANAKA *et al.*, 2020). Portanto, a montagem deste protocolo deve ser baseada na experiência clínica do serviço e nos equipamentos disponíveis. Dentro do contexto completo do planejamento, as considerações para elaboração desse protocolo devem contemplar informações sobre definição de volumes e margens.

Finalmente, é altamente recomendado que se realizem imagens pós-tratamento para registro e determinação de erros e movimentações residuais; especialmente num cenário de implementação da técnica ou de novas tecnologias e/ou acessórios (Tabela 9).

Tabela 9. Recomendações de imagens para cada etapa do tratamento com sistema *frameless*.

Tipo de Imobilização	Imagem pré-ajuste	Imagem pós-ajuste	Imagem intrafração	Imagem pós-tratamento
<i>Frameless</i>	Mandatário	Recomendado	Recomendado	Recomendado

6.5 Registro de imagens durante IGRT

6.5.1 Modos de registro em IGRT

Como vimos no capítulo 3, o registro de imagens é o processo de encontrar a transformação geométrica que relaciona os mesmos pontos presentes em duas séries de imagens. Nos sistemas de IGRT, é necessário realizar o registro entre a imagem de planejamento e a imagem adquirida no momento do tratamento para determinar o deslocamento do paciente para a posição planejada. Essa etapa pode ser efetuada usando funções de registro automático e/ou manualmente pelo próprio usuário. Em radiocirurgia, o método automático é normalmente utilizado e costuma possuir bons resultados, pois, como já abordado, utiliza-se basicamente o padrão ósseo.

O processo de registro automático consiste em três componentes: métrica de similaridade, função de transformação de um conjunto de imagens para o outro e o processo de otimização. A otimização é usada para encontrar os parâmetros de transformação que maximizam o valor da métrica de similaridade (LATIFI et al., 2018).

Em IGRT, é normalmente realizado apenas o registro rígido, pois possíveis deformações determinadas por algoritmos de registro deformável não podem ser aplicadas ao paciente para o ajuste em seu posicionamento.

6.5.2 Seleção de parâmetros do registro

6.5.2.1 Região de interesse

A maioria dos *softwares* de registro de imagem permite que o usuário defina manualmente uma região de interesse, onde irá aplicar o registro e excluir informações distantes do alvo que possam reduzir a exatidão do resultado (Figura 32).

Idealmente, o registro deve ser executado com base no próprio alvo. No entanto, na maior parte dos casos de radiocirurgia, não é possível visualizar o alvo na imagem tomográfica de planejamento, nem nas principais modalidades de IGRT (CBCT e raios-X planares) devido à semelhança de sua densidade com a do cérebro e suas pequenas dimensões. Na impossibilidade da localização direta do alvo, algum substituto confiável deve ser utilizado (LUH et al., 2020). Na radiocirurgia, o posicionamento é feito com base na estrutura óssea fixa do crânio, uma vez que ela preserva uma boa relação com a posição do alvo. Logo, o usuário deve escolher como região de interesse para o registro, o crânio do paciente, e excluir regiões potencialmente móveis, como mandíbula e vértebras. É importante também garantir que nenhuma parte da mesa ou de acessórios seja incluída nesta região.

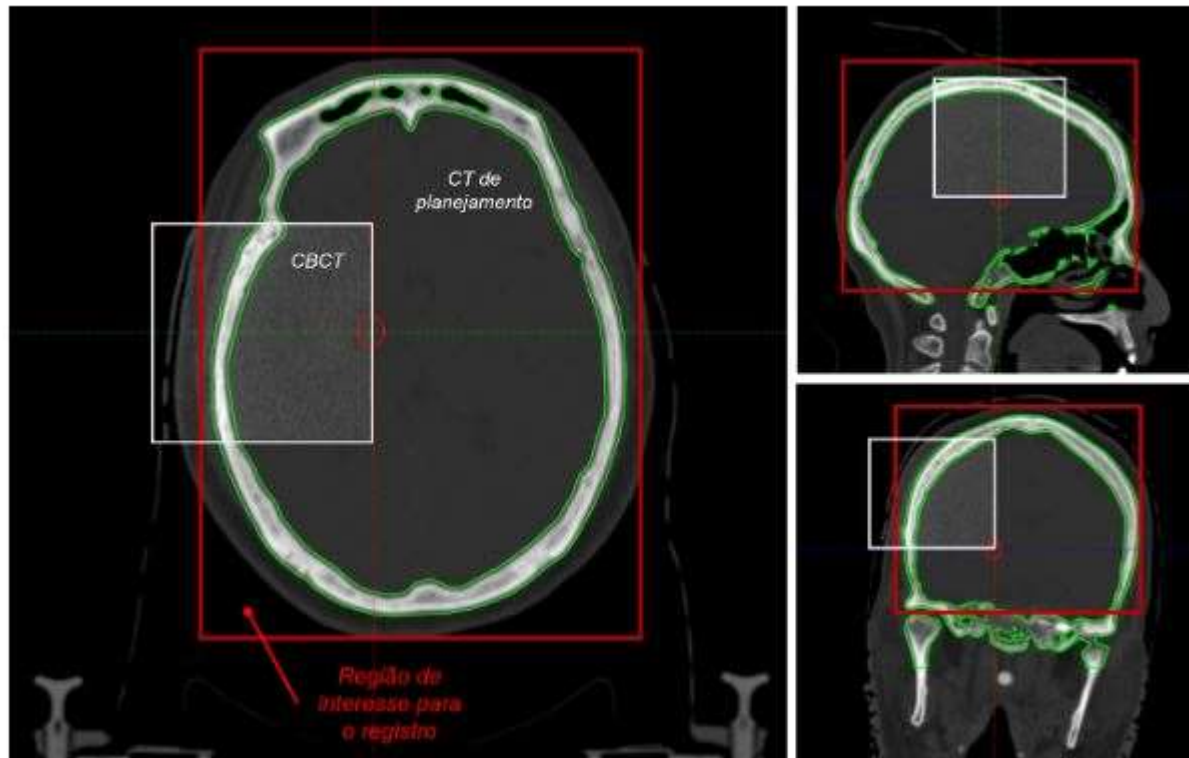


Figura 32. Registro entre TC de planejamento e CBCT. Local delimitado pelos retângulos em vermelho corresponde à região selecionada pelo usuário e considerada pelo algoritmo de registro. Avaliação do resultado com base nas referências ósseas do crânio (rígidas em relação ao alvo). Fonte: Arquivo dos autores.

6.5.2.2 Número de graus de liberdade

Muitos algoritmos de registro rígido podem calcular a correção para o posicionamento do paciente considerando os seis graus de liberdade (6DoF): três de translação e três de rotação. Ao ajustar a posição do paciente, aplicando na mesa de tratamento todos os valores obtidos de translação e de rotação, promove-se o alinhamento ótimo do paciente e, conseqüentemente, do alvo, uma vez que o crânio é uma estrutura rígida. Contudo, muitos centros que executam procedimentos de SRS não possuem mesa com capacidade de deslocamentos 6DoF. As mesas de tratamento convencionais possuem apenas quatro graus de liberdade (4DoF): três translações e a rotação em torno do eixo vertical (*yaw*). Qualquer desalinhamento rotacional do paciente em torno do eixo longitudinal (*roll*) ou do eixo lateral (*pitch*) não pode ser corrigido neste caso.

No tratamento de lesão única, aproximadamente esférica e posicionada no isocentro, os desvios de rotação não têm impacto significativo na precisão do tratamento, pois, nesta situação, a dose no volume alvo não é afetada. No entanto, é importante atentar que estas rotações podem causar mudança da distribuição de dose nos OAR. (GUCKENBERGER *et al.*, 2007) Ainda assim, deve ficar claro que o valor obtido de correção da componente de translação diferirá se 3, 4 ou 6 graus de liberdade são considerados no registro. Além disso, quando a região de interesse na imagem *on-line* está rotacionada comparada com a mesma região na imagem de referência, se as rotações não são consideradas no registro, o valor ótimo da posição não é obtido, acarretando falta de alinhamento entre as duas imagens. Esse desalinhamento observado dificulta o registro e a validação do seu resultado, uma vez que, como descrito anteriormente, o alvo não é visível durante este processo para a maioria dos casos de radiocirurgia. Portanto, desconsiderar as rotações durante o registro pode resultar em um

posicionamento inadequado do paciente.

Consequentemente, no tratamento de lesão única, realizar o registro considerando translações e rotações é o mais adequado, mesmo quando a mesa de tratamento não possua capacidade, e somente as translações (3DoF) ou translações e uma rotação (4DoF) serão executadas (BOMAN *et al.*, 2016), (MCNAIR; FRANKS; HERK, 2021), (GEVAERT *et al.*, 2012). Para a total adequação deste procedimento, é importante certificar-se que o algoritmo de registro componente do sistema de IGRT calcula os desvios de rotação em relação ao isocentro de tratamento.

Por outro lado, o desalinhamento rotacional pode ter consequências dosimétricas significativas para alvos não isocêntricos, como ocorre no tratamento simultâneo de múltiplas lesões utilizando isocentro único. Quanto mais distante um alvo estiver do isocentro, mais deslocado ele estará de sua posição planejada devido a um determinado desvio rotacional (Figura 33). Este problema, chamado risco rotacional, é amplamente abordado na literatura (SELVAN *et al.*, 2019). Alvos mais distantes do isocentro podem sofrer deslocamentos significativos em casos de desvios de rotação não corrigidos, o que acarreta grande impacto na distribuição de dose, especialmente em lesões menores (ROPER *et al.*, 2015). Portanto, neste cenário, é altamente desejável considerar os erros de posicionamento translacional e rotacional, não somente no registro entre as imagens *on-line* e de referência, mas também na execução da correção utilizando mesa com tal capacidade.

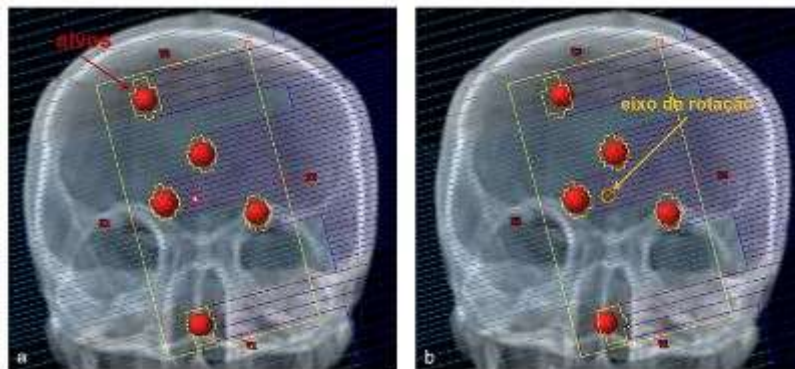


Figura 33. Irradiação simultânea de 5 alvos com isocentro único. (a) Posicionamento ideal. (b) Desvio de 2 graus em torno do eixo vertical.

6.5.2.3 Execução da correção

Os desvios encontrados no registro entre as imagens *on-line* e a de referência devem ser corrigidos pela mesa de tratamento. Como discutido anteriormente, nas situações de lesão única, aproximadamente esférica e posicionada no isocentro, corrigir os desvios de rotação identificados no registro de imagens não tem um papel fundamental e, portanto, os movimentos de mesa podem ser executados com 3, 4 ou 6DoF. No entanto, se há disponibilidade, a preferência é para que os desvios de rotação também sejam corrigidos.

Já para a situação de múltiplas lesões e isocentro único, é bastante recomendado a realização do registro em 6DoF, mesmo que o sistema execute apenas 4DoF, uma vez que alvos mais distantes do isocentro podem sofrer deslocamentos significativos em casos de desvios de rotação não corrigidos, o que acarreta grande impacto na dose de cobertura, especialmente em lesões menores (ROPER *et al.*, 2015). Ainda, caso a mesa de tratamento disponível não consiga realizar rotações, existem diferentes estratégias propostas. Há desde abordagens que contemplam adição de margem conforme a distância entre o alvo e o isocentro (STANHOPE *et al.*, 2016), passando pela definição de fatores de risco a partir

do setup original (CHANG, 2018; CHANG, 2017) ou ainda proposições mais simples como adição de margens para alvos dentro de determinados limites de distância do isocentro (EZZELL, 2017). Deve ser avaliado previamente qual a qualidade possível do ajuste que será feito no equipamento e também seu possível impacto dosimétrico, que pode ser muito relevante. Desvios rotacionais na posição de ângulo de colimador, gantry e mesa também prejudicam a exatidão do procedimento. O ponto fundamental é compreender claramente a limitação e riscos deste sistema, para que seja feita uma avaliação dosimétrica e clínica criteriosa da possibilidade segura da realização de tratamentos de múltiplas lesões, de forma isocêntrica, com este tipo de mesa. A equipe deve considerar os potenciais riscos/ou impossibilidade clínica de aumento de margens, por exemplo.

Cabe salientar que um sistema de imagem e *software* de registro precisos ainda não garantem a localização adequada do alvo. É fundamental que a mesa de tratamento execute corretamente os desvios encontrados. Existem equipamentos que possuem precisão de um décimo de milímetro no movimento da mesa, enquanto outros, apenas precisão milimétrica. Importante atentar para os procedimentos de CQ que serão apresentados no capítulo 9 e também conhecer a precisão da mesa utilizada.

6.6 Requisitos Mínimos

Os sistemas de IGRT são peças-chave do posicionamento de tratamentos de Radio- cirurgia *frameless*, portanto necessitam de uma precisão bastante elevada. Muitos trabalhos buscaram estudar a precisão dos diversos sistemas isoladamente, e neste texto será apontado qual seria a precisão mínima de um sistema para sua utilização em procedimentos de Radiocirurgia.

O guia prático do colégio americano de radiologia (ACR) e da ASTRO (CHAO *et al.*, 2020) também descrito no *guideline* prático 9a da AAPM (HALVORSEN *et al.*, 2017a) cita que os procedimentos para serem enquadrados como de Radiocirurgia devem possuir precisão geométrica global da ordem de 1 mm. Este grupo recomenda a mesma precisão mínima para a cadeia de processos de conferência de *setup*. Da mesma forma, o grupo composto pela Sociedade Alemã de Radioterapia (DEGRO) com a Sociedade Alemã de Física Médica (DGMP), também publicou seu *guideline* trazendo requisitos mínimos de qualidade para radioterapia estereotáxica (GUCKENBERGER *et al.*, 2020). O *guideline* germanês converge com os documentos americanos, citando como necessária uma precisão geométrica de deposição de dose tridimensional, em testes *end-to-end*, de no máximo 1mm.

Estas recomendações têm origem um pouco controversa do ponto de vista matemático da soma de incertezas de todo processo. Provavelmente, a primeira recomendação mais objetiva tenha aparecido nos *guidelines* de aparatos estereotáxicos, como a recomendação de precisão da Sociedade Americana de Materiais e Testagem (AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS STAFF, 1990) de que deveriam atingir precisão submilimétrica. Entretanto, estudos dosimétricos também chegaram a conclusões bastante similares, avaliando essa ordem de grandeza como objetivo a ser atingido. Destaca-se que, ademais toda análise da cadeia de erros que possa ser realizada, estudos clínicos e dosimétricos sempre devem ser levados também em consideração por representarem o objetivo final do tratamento. Um estudo alemão (TREUER *et al.*, 2006) calculou o impacto de imprecisões na determinação e configuração do alvo em SRS nas probabilidades de complicações e controle esperados. Este estudo, com casos de metástases e malformações arteriovenosas, encontrou 1,3 mm como um valor limite para um desvio pontual.

Em relação ao movimento intrafração, alguns estudos relacionaram um intervalo de tempo máximo entre a aquisição da imagem para verificação de *setup* e o início do tratamento sendo este

intervalo de tempo tão curto quanto possível. Para atender aos requisitos de precisão da radioterapia estereotáxica, com imobilização *frameless* e correção por Exactrac®, o grupo alemão (BADAKHSHI *et al.*, 2013) sugere que deva-se considerar aumento de margens em caso de imagens apenas pré-tratamento. Por outro lado, um estudo australiano (BARNES *et al.*, 2020) não demonstrou relação entre as magnitudes de erro e os tempos de tratamento ou rotações de mesa, recomendando imagens intrafração. Estes resultados sugerem, mais uma vez, a relevância da imagem intrafração e que talvez a própria qualidade da imobilização possa ser tão relevante quanto o tempo de tratamento. Finalmente, quanto à plataforma mínima de IGRT necessária para adequada realização da técnica não há um consenso absoluto, e o motivo talvez seja a enorme diversidade de maneiras de se praticar a IGRT com as plataformas existentes. Por outro lado, a recomendação deste grupo é de que o sistema escolhido deve ter precisão melhor que 1 mm como preconizam os diversos documentos relacionados ao tema. As tolerâncias e testes específicos de cada sistema serão discutidas adequadamente no capítulo 9 deste documento.

7 Sistemas de Entrega de Dose

O Acelerador Linear (AL) é um dos dispositivos mais comuns usados em radioterapia para pacientes oncológicos. Ele produz feixes de raios-X de alta energia da ordem de grandeza Megavolt (MV) que é direcionado para a região onde se localiza o volume alvo de tratamento. O AL pode ser usado para diversas técnicas de entrega de dose de radiação, dentre elas a SRS.

Atualmente, temos no mercado tecnologias de AL semelhantes na produção dos raios-X de alta energia, mas que se diferenciam em sua plataforma de instalação, mesa de tratamento e, principalmente, sistemas de colimação. Podem ser divididos em: Acelerador Linear Convencional (AL), Acelerador Linear Robótico (AL-Robótico) e Acelerador Linear em Anel (AL-Anel). Dentro deste capítulo, haverá um tópico que abordará o AL-Robótico eo AL-Anel.

7.1 Requisitos Mínimos

Para SRS, dentre os componentes relevantes dos sistemas de entrega de dose, estão os sistemas de colimação, pois este é quem fará a conformação ou modulação do feixe de radiação necessários para entregar a dose ao volume alvo de tratamento e atuar na proteção dos OAR.

O sistema de colimação no AL é constituído das seguintes partes:

- Colimação primária: colimador fixos e localizados logo abaixo do alvo de produção do feixe de raios-X e acima do filtro achatador;
- Colimação secundária: denominado do inglês *Jaw* e, que podem ser ajustados para formar campos de radiação quadrados ou retangulares;
- Colimação terciária: podem ser os colimadores multilâminas (MLC), micromultilâminas (mMLC) ou os cones.

Para alguns fabricantes de AL o MLC substitui o *Jaw*, tornando-se o sistema de colimação secundário.

7.2 Tipos de Sistemas

7.2.1 Acelerador Linear com MLC

Os MLC são construídos com materiais de alta densidade, geralmente Tungstênio *Alloy*, para estabelecer a proteção necessária nos OAR adjacentes ao volume alvo. Os MLC possuem de 20 a 80 pares de lâminas que utilizam *hardware* dedicado para definição dos posicionamentos do MLC, conforme o que foi definido pelo planejador no Sistema de Planejamento do Tratamento (SPT).

As configurações de MLC podem ser categorizadas quanto a serem totais ou parciais substituições dos *jaws* superiores, inferiores, ou então são configurações de colimação terciária. A configuração específica, bem como outros aspectos do projeto do colimador são características de cada fabricante.

Para melhor descrição das características físicas e dosimétricas do MLC serão adotadas as seguintes definições, seguindo a Figura 34:

- **Espessura:** será a menor dimensão da lâmina, perpendicular ao eixo central do feixe de raios-X e perpendicular à direção de movimento da lâmina.
- **Comprimento:** refere-se à dimensão da lâmina paralela à direção do movimento da mesma. A superfície inserida no campo ao longo desta dimensão é a extremidade da lâmina. As superfícies em contato com outras lâminas são os lados.
- **Altura:** dimensão ao longo da direção de propagação do feixe de raios-X. A altura da lâmina estende-se da parte superior próxima à fonte de raios-X até a parte inferior da lâmina mais próxima ao isocentro.

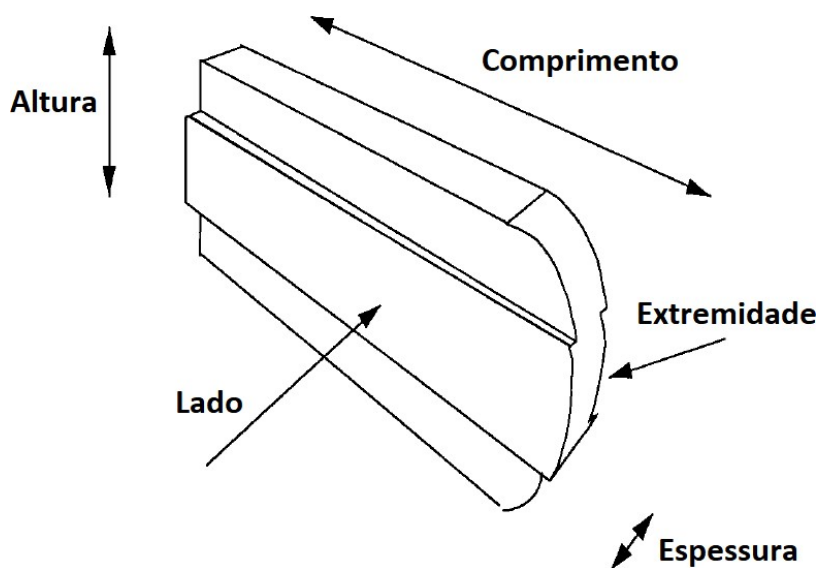


Figura 34. Esquema de uma lâmina do MLC genérica que ilustra a terminologia das características e dimensões. Fonte: Figura adaptada do TG-50 (Arthur Boyer et al., July 2001).

A altura da lâmina determina suas propriedades de atenuação. A redução da dose em toda a altura da lâmina será chamada de transmissão intralâminas. A dose de radiação que passa entre as lâminas adjacentes será referida como transmissão interlâminas. Já a redução de dose medida ao longo de um raio que passa entre as extremidades de lâminas opostas, em suas extremidades mais próximas de lâminas opostas, será referida como a transmissão de *gap*.

As Tabelas 10 e 11 contemplam as principais características físicas e dosimétricas dos MLC e mMLC disponíveis no mercado indicados para SRS e SRS-F.

Tabela 10. Características mecânicas dos MLC no mercado para SRS.

Modelo MLC / Característica	Binary MLC (Accuray)	micro Multi-leaf (m3 - Brain-lab)	Apex (Elekta)	Beam modulator (Elekta)	Agility (Elekta)	Best-in-class MLC (Elekta)	Milenium 120 (Varian)	Milenium 120 HD (Varian)
Número de Lâminas	64	52	56	80	160	160	120	120
Projeção da espessura da lâmina no plano isocentro (cm)	0,625	0,30 e 0,50	0,25	0,40	0,50	0,50	0,50 e 1,00	0,25 e 0,50
Velocidade do MLC (cm/s)	* 250	1,5	1,0	2,0	6,5	6,5	2,5	2,5
Máximo tamanho campo (cm x cm)	5 x 40	9,8 x 9,8	10 x 10	16 x 22	40 x 40	40 x 40	40 x 30	22 x 30

*Nota da tabela 10: *sistema pneumático de abertura de lâminas. MLC binário permite apenas que as lâminas estejam abertas ou fechadas; não há posições intermediárias programadas para as lâminas.*

Tabela 11. Características dosimétricas dos MLC no mercado para SRS.

Modelo MLC / Medida	Binary MLC (Accuray)	micro Multi-leaf (m3 Brain-lab)	Apex (Elekta)	Beam modulator (Elekta)	Agility	Best-in-class MLC (Elekta)	Milenium 120 (Varian)	Milenium 120 HD (Varian)
Transmissão do MLC	¹ 0,30%	² 0,93%	³ 0,28%	⁴ 1,00%	⁵ 0,44%	⁶ 0,38%	⁷ 1,34%	⁸ 1,20%
Penumbra (mm)	¹ 4,50	² 2,26	³ 2,20	⁴ 3,40	⁵ 3,70	⁶ 5,50	⁷ 5,20	⁸ 5,10

Estes valores são com base no feixe de fótons com energia de 6 MV.

Notas da tabela 11:

¹Kinhikar RA. Multileaf collimator transmission from the first Hi-Art II helical tomotherapy machine in India. *J Cancer Res Ther.* 2008 Apr-Jun;4(2):88-90. doi: 10.4103/0973-1482.42255. PMID: 18688125.

²García-Garduño OA, Celis MÁ, Lárraga-Gutiérrez JM, Moreno-Jiménez S, Martínez-Dávalos A, Rodríguez-Villafuerte M. Radiation transmission, leakage and beam penumbra measurements of a micro-multileaf collimator using GafChromic EBT film. *J Appl Clin MedPhys.* 2008 Jun 23;9(3):90-98. doi: 10.1120/jacmp.v9i3.2802. PMID: 18716595; PMCID: PMC5722293.

³Godwin, G. A., J. B. Simpson, and K. V. Mugabe. "Characterization of a dynamic multi-leaf collimator for stereotactic radiotherapy applications." *Physics in Medicine & Biology*57.14 (2012): 4643.

⁴Asnaashari K, Chow JC, Heydarian M. Dosimetric comparison between two MLC systems commonly used for stereotactic radiosurgery and radiotherapy: a Monte Carlo and experimental study. *Phys Med.* 2013 Jun;29(4):350-6. doi: 10.1016/j.ejmp.2012.05.001. Epub 2012 May 31. PMID: 22658764.

⁵Ruschin M, Sahgal A, Iradji S, Soliman H, Leavens C, Lee Y. Investigation of two linear accelerator head designs for treating brain metastases with hypofractionated volumetric-modulated arc radiotherapy. *Br J Radiol.* 2016 Jul;89(1063):20160093. doi: 10.1259/bjr.20160093. Epub 2016 Apr 13. PMID: 27074624; PMCID: PMC5257321.

⁶Elekta brochure specification product. Harmony. 2022.

⁷Arnfield MR, Siebers JV, Kim JO, Wu Q, Keall PJ, Mohan R. A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Med Phys.* 2000 Oct;27(10):2231-41. doi: 10.1118/1.1312190. PMID: 11099190.

⁸Bergman AM, Gete E, Duzenli C, Teke T. Monte Carlo modeling of HD120 multileaf collimator on Varian TrueBeam linear accelerator for verification of 6X and 6X FFF VMAT SABR treatment plans. *J Appl Clin Med Phys.* 2014 May 8;15(3):4686. doi: 10.1120/jacmp.v15i3.4686. PMID: 24892341; PMCID: PMC5711057.

Os MLC usados para colimação, normalmente têm espessuras de lâminas que se projetam até 1 cm no plano do isocentro. Quando esses MLC são usados para conformar campos pequenos, como os de planejamentos de SRS, erros geométricos podem ser produzidos, não sendo adequado utilizar tal espessura para SRS (YU; SHEPARD, 2003).

Para proporcionar maior conformação, o surgimento dos micros MLC (mMLC) para tratamento de radiocirurgia, foi um avanço técnico na SRS baseada em AL, onde mais lâminas fazem a colimação do volume alvo de tratamento (YU; SHEPARD, 2003).

Para campos pequenos, micro MLC é uma ferramenta interessante para a realização de tratamentos de micrometástase em cérebro ou possível indicação para entrega de dose de reforço em leito tumoral (S *et al.*, 1997). Há também benefício no aumento de resolução dosimétrica da distribuição de doses ao se utilizar o mMLC para tratamentos convencionais em arco, considerando volumes alvos grandes e irregulares (BASRAN; YEBOAH, 2008). OmMLC tem lâminas com espessuras que se projetam de 2 mm a 5 mm no plano do isocentro, sendo estas espessuras indicadas para SRS (SCHMITT *et al.*, 2020b). Para SRS-F, lâminas com espessuras menores que 6,5 mm são indicadas (SCHMITT *et al.*, 2020b).

7.2.2 Acelerador Linear com cone

A evolução dos aceleradores lineares permitiu:

- Tratamentos isocêntricos com campos não coplanares precisos;
- Inclusão de colimadores cônicos estáveis e com redução da penumbra;
- Precisão e características de distribuição de dose necessárias para a realização da radiocirurgia, obtidas até então apenas no Gamma Knife.

Cones são colimadores cônicos terciários anexados ao acelerador linear e produzem campos de radiação circulares com diâmetros que podem variar de 4 mm até 50 mm. Aconicidade do colimador é definida a fim de minimizar os efeitos de penumbra do feixe.

Os dois principais fabricantes de colimadores cônicos disponíveis no mercado brasileiro são a Brainlab AG (Munich, Germany) e a Elekta (Elekta AB, Stockholm, Sweden).

O sistema de cones da Elekta é composto de colimadores que possuem um diâmetro nominal variando de 4 a 50 mm e de um suporte que os fixa ao gantry. Este suporte possui dois micrômetros que permitem o alinhamento do cone em relação ao eixo central do feixe tanto na direção *in-plane* como no *cross-plane* (Figura 35). Quando o sistema de cone é anexado ao gantry, o tamanho de campo aberto pelo sistema de colimação secundário do AL pode variar de 3 x 3 cm² a 6 x 6 cm².



Figura 35. Sistema de Cones da Elekta fixado ao gantry. Fonte: Manual Usuario Cones Elekta 2015.

O sistema de cones da BrainLab é composto de colimadores que possuem um diâmetro nominal variando de 4 mm a 30 mm e de um suporte que fixa o cone ao acelerador linear. O sistema da Brainlab também permite ajustes da posição do cone em relação ao eixo central, mas no seu manual recomenda que, caso necessário, esse ajuste deva ser feito pela própria BrainLab. As partes que constituem este sistema são: cones (1), anel de fixação do cone (2), *collimator mount* (3) e parafusos de fixação (4), conforme indicado nas Figuras 36 e 37.

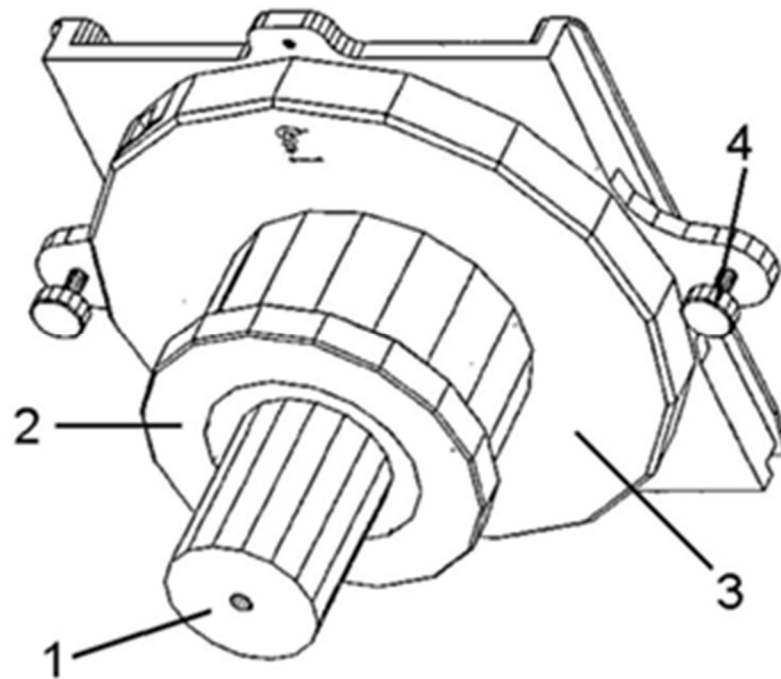


Figura 36. Componentes do Sistema de Cones da BrainLab.

Fonte: Manual do Usuário Cones BrainLab 4.2



Figura 37. Montagem do sistema de cones da BrainLab.

Fonte: Manual do Usuário Cones BrainLab 4.2

7.2.2.1 Características dos cones

Dentre as principais características do tratamento com cones estão: viabilizar o tratamento de lesões pequenas (diâmetro ≤ 5 mm) com campos precisos e com baixa penumbra. O que proporciona uma queda mais abrupta da dose com a distância do alvo de tratamento. O fator de transmissão dos cones dependerá da energia do feixe de radiação e do sistema de colimação do acelerador linear.

Através da simulação de Monte Carlo, Borzov e colaboradores encontraram que os cones estereotáxicos da Elekta possuem um fator de transmissão de 0,5% (BORZOV *et al.*, 2018). Não foram encontrados valores na literatura para o fator de transmissão dos cones da BrainLab.

A penumbra dos cones é dita como uma das grandes vantagens do sistema de entrega de dose. Ela pode variar de acordo com: o alinhamento da colimação em relação ao eixo central, distância do colimador para a fonte de radiação, dimensões da fonte, distância da fonte ao plano de medição e com o sistema de colimação do acelerador linear.

De acordo com Groppo e colaboradores, os valores médios de penumbra encontrados para o sistema de cones estereotáxicos da Elekta, na energia de 6 MV FF, é de 1,8 mm, 1,9 mm, 2,0 mm e 2,0 mm para x1, x2, y1 e y2, respectivamente. Para a energia de 6 MV FFF, os valores encontrados foram 1,8 mm, 2,0 mm, 2,0 mm e 2,0 mm, na mesma ordem (GROPPO; SARAIVA; CALDAS, 2020).

Shukaili e colaboradores realizaram medidas da penumbra dos cones da Elekta com filme radiocrômico na energia de 6 MV. A penumbra encontrada na direção x foi de 2 mm para o cone de 5 mm e de até 4 mm para o cone de 40 mm. Na direção y os valores variaram de 1,8 a 3,8 mm para os cones de 5 a 40 mm, respectivamente (SHUKAILI *et al.*, 2018).

Morales e colaboradores encontraram valores da penumbra dos cones fabricados pela BrainLab na energia 6 MV SRS do acelerador linear Novalis Trilogy de 1,2 mm, 1,5 mm, 1,7 mm e 2,4 mm para os cones de 4 mm, 7,5 mm, 10 mm e 30 mm respectivamente (MORALES, 2019). Prado e colaboradores fizeram a caracterização dosimétrica do cone de 5 mm da BrainLab e encontraram um valor de 1,4 mm de penumbra quando medido com filme radiocrômico EBT3 (PRADO *et al.*, 2018).

No mesmo trabalho que avaliou o fator de transmissão dos cones da Elekta, Borzov e colaboradores compararam a penumbra do cone 10 mm da Elekta com a penumbra do campo 1 x 1 cm² do acelerador linear Versa HD (Elekta AB, Stockholm, Sweden) com sistema de colimação Agility, através de simulação de Monte Carlo (BORZOV *et al.*, 2018). Os autores concluíram que para campos estáticos, o cone de 10 mm tem penumbra de 2 mm no sentido *cross-plane* e *in-plane*, enquanto para o campo 1 x 1 cm² os valores encontrados foram de 2,8 mm e 4,2 mm no *cross-plane* e no *in-plane*, respectivamente. Para os campos rotacionais, os valores encontrados no *cross-plane* foram de 13,0 mm e 14,8 mm para o cone de 10 mm e o campo 1 x 1 cm², respectivamente. Os valores da penumbra no sentido *in-plane* foram os mesmos dos campos estáticos.

O diâmetro do tamanho de campo nominal do cone é definido como o tamanho do campo de radiação no plano do isocentro medido na isodose de 50%. Porém, é sempre importante confirmar o seu tamanho durante o comissionamento. O teste de aceite do sistema de cones da Elekta permite uma variação de até 1 mm. A BrainLab não especifica em seu manual qual a variação aceitável no tamanho de cone encontrado pelo usuário, mas ela solicita a realização de medidas específicas que deverão concordar com os valores esperados por eles. Caso contrário, ela solicita que sejam feitas novas medidas.

Wiant e colaboradores comissionaram os cones da BrainLab nas energias de 6 MV, 6 MV FFF e 10 MV FFF e encontraram uma diferença média entre o tamanho de campo nominal e o medido na isodose de 50% de 0,23 mm. A diferença máxima de -0,5 mm foi encontrada na energia de 10 MV FFF para o cone de tamanho nominal de 15 mm (WIANTE *et al.*, 2013).

Dentre os artigos que analisaram o tamanho de campo dos cones da Elekta, Shu-kaili e colaboradores realizaram medidas com filme radiocrômico na energia de 6 MV e encontraram que o tamanho de campo real variou de +1 mm a +0,5 mm para o cone de 5mm e cone de 40 mm, respectivamente (SHUKAILI *et al.*, 2018).

7.2.2.2 Vantagens e desvantagens

As principais vantagens do sistema de cones são:

- Não possui variação posicional como os MLCs;
- São mais bem indicados para lesões menores que a espessura de uma lâmina, tanto no que se refere a melhor conformação da dose (TANYI *et al.*, 2011), quanto a dosimetria do campo (FOG *et al.*, 2011).
- Possuem estabilidade mecânica quanto a variação na abertura do cone que, uma vez comissionada, não deve variar como o MLC;
- Possui uma queda de dose mais abrupta do que o MLC devido à menor distância isocentro-colimador e devido ao formato cônico que faz contraste com o formato arredondado das bordas do MLC.

Quanto as desvantagens têm-se que:

- Uso de mais de um isocentro para o tratamento de lesões não esféricas ou de tamanho intermediário entre os cones. Para essas lesões, o uso de mais de um tamanho de cone costuma ser indicado, porém, a troca do cone durante o tratamento sem a verificação da manutenção do alinhamento do centro radioativo pode aumentar as incertezas do tratamento, impactando na distribuição da dose, principalmente no caso dos cones da Elekta (JI; CONG, 2022);
- Realização de testes para verificação do alinhamento dos cones em relação ao eixo central (teste Winston Lutz) antes do posicionamento do paciente. No caso dos cones da Elekta, se houver troca do cone durante o tratamento do paciente, o teste deve ser repetido após a troca. O que acaba inviabilizando o uso de mais de um cone no tratamento do mesmo volume alvo.

7.2.3 Acelerador Linear Robótico

O Acelerador Linear Robótico, como, por exemplo, o Cyberknife® (do fabricante Accuray Inc.), foi desenvolvido no início dos anos 1990 como uma opção para a realização de procedimentos de radiocirurgia *frameless* (ADLER *et al.*, 1997). Ele é constituído por um acelerador linear compacto, capaz de produzir feixes de raios-X de 6 MV – FFF (*Flattening Filter Free*). A fonte de radiação está acoplada a um braço robótico que possui precisão submilimétrica, o qual lhe confere alto grau de liberdade de movimentação em torno do alvo de tratamento. Uma mesa robótica (com 5 ou 6 graus de liberdade) em conjunto com um sistema de imagens de raios-X estereoscópicas completam os

componentes do equipamento. A Figura 38 ilustra os componentes do equipamento.



Figura 38. Componentes do Cyberknife S7. Cabeçote (1); braço robótico (2); Sistema de imagem composto por duas fontes de raios-X(3) e dois detectores de ASi(4); mesa robótica (5) e Xchange Table(6). Fonte: Adaptado de Accuray Cyberknife System Introductory Course (acesso em 30 de junho de 2022).

Desde seu lançamento, o Cyberknife® tem incorporado novos acessórios ao sistema, ampliando seu uso não apenas para tumores cranianos, mas também para outras regiões do corpo. Uma descrição mais detalhada de cada componente atualmente disponível no Cyberknife® encontra-se a seguir:

- **Acelerador linear:** produz um feixe de fótons de 6 MV, sem filtro aplainador (FFF) a uma taxa de dose nominal de 1000 cGy/min, a uma SAD de 80 cm.
- **Braço robótico:** o braço robótico KUKA® permite a movimentação da fonte de radiação em até 6 graus de liberdade, com precisão submilimétrica (reprodutibilidade de 0,06 mm) (KILBY *et al.*, 2020).
- **Sistema de imagem:** um par de fontes de raios-X de quilovoltagem está localizado no teto da sala de tratamento. Elas formam um ângulo de 45 graus em relação à incidência normal e são ortogonais entre elas, permitindo localizar um alvo através de um sistema de coordenadas tridimensional. Para cada fonte, existe um detector de silício amorfo localizado no chão, completando o sistema de imagem.
- **Sistemas de colimação:** atualmente, o Cyberknife® pode ser adquirido com três diferentes sistemas de colimação: cones (ou colimadores fixos), Iris^{T M} ou MLC, como mostrado na Figura 39.

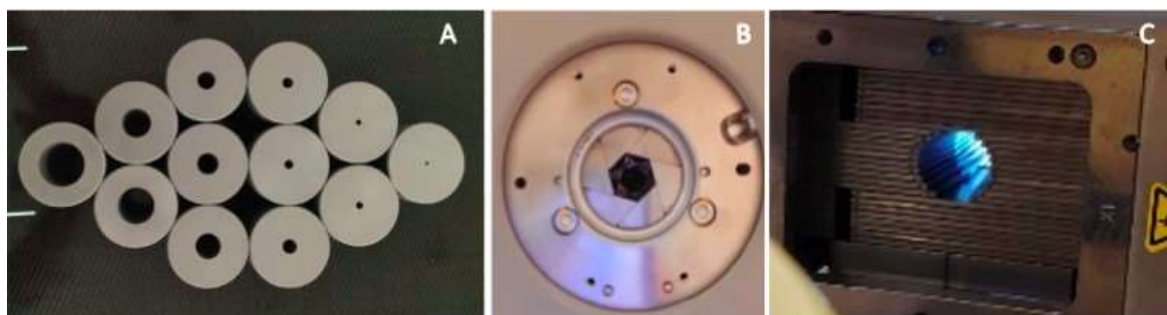


Figura 39. Sistemas de colimação disponíveis para o Cyberknife: Cones (A), IrisTM (B) e MLC (C).

Os cones são acessórios acoplados na saída do feixe de radiação e possuem 12 diferentes aberturas circulares que variam de 5 mm a 60 mm (projeções de campo a uma SAD de 80 cm). A IrisTM é um colimador formado por 2 conjuntos de 6 segmentos de tungstênio que, juntos, produzem campos aproximadamente circulares (polígono de 12 lados), nas mesmas aberturas produzidas pelos colimadores cônicos. Em relação aos cones, a IrisTM reduz o tempo de tratamento, uma vez que diversas aberturas podem ser utilizadas em um único planejamento, sem a necessidade de interrupção para substituição do acessório de colimação, como é feito com os cones. Uma desvantagem, no entanto, é a incerteza mecânica adicionada pelo posicionamento de cada uma das 12 mandíbulas (reprodutibilidade melhor que 0,2 mm projetadas a 80 cm de SAD) (ECHNER *et al.*, 2009). Um terceiro tipo de colimação, implementado em 2014, é o colimador de múltiplas lâminas (MLC InciseTM). Com este colimador, outros formatos não circulares passaram a ser inseridos no planejamento, reduzindo os tempos de tratamento e ampliando as possibilidades de uso do equipamento. A versão mais atual do acessório (MLC Incise 2TM) produz um campo máximo de 11,5 cm x 10,0 cm. Ele é constituído por 26 pares de lâminas de 3,85 mm de espessura cada, com capacidade de interdigitação completa. A reprodutibilidade média das lâminas ao longo de toda a extensão do campo de tratamento é de 0,2 mm (ASMERON *et al.*, 2016). É válido ressaltar que, para qualquer tipo de colimação utilizado no Cyberknife®, devido à possibilidade de uma geometria não isocêntrica, não existe limitação de tamanho de lesão a ser tratada com o equipamento.

- **Xchange Table®** é o lugar em que são armazenados os colimadores cônicos e o *housing* de cada colimador quando não estão em uso. A troca de *housing* é automática, controlada pelo console de tratamento e realizada através de um sistema pneumático.
- **Mesa de tratamento:** há dois tipos de mesas de tratamento; a Standard Couch® é capaz de posicionar o paciente através de 5 graus de liberdade (3 translacionais e 2 rotacionais – *pitch* e *roll*), além de suportar uma carga de até 159 kg. A RoboCouch® possui 6 graus de liberdade (incluindo o *yaw*) e uma carga máxima permitida de 227kg.
- **Câmera Synchrony®:** é um componente do sistema Synchrony®, geralmente utilizado para tumores que se movem com a respiração.

A geometria dos tratamentos executados no Cyberknife® obedecem a conceitos ligeiramente diferentes dos tratamentos em aceleradores convencionais, como ilustra a Figura 40.

- **Centro de alinhamento:** o ponto de intersecção entre as duas fontes de raios-X é denominado centro de alinhamento. Para todos os tratamentos, na etapa do planejamento, é necessário identificar um ponto de referência no paciente, o qual será posicionado no centro

de alinhamento. O direcionamento do feixe de radiação é realizado através do estabelecimento de uma geometria fixa entre o centro de alinhamento e o ponto de incidência do feixe. Na Figura 40, o ponto central em verde-claro, ilustra o centro de alinhamento.

- **Geometria de tratamento:** graças ao braço robótico, o Cyberknife possui a característica de permitir tratamentos isocêntricos e não isocêntricos. Dessa forma, para cada tratamento, existe um número alto de posições em que a fonte de radiação pode ser apontada. Cada uma dessas posições é denominada *node* (ilustrados como pontos verdes escuros na Figura 40). Cada *node* pode possuir feixes com diferentes incidências, produzindo uma geometria de tratamento com múltiplos campos. Para os tratamentos de crânio, mais *nodes* (171-179) são permitidos do que para tratamentos extra-cranianos (102-117). Ao conjunto de *nodes* permitidos a cada sítio anatômico, denomina-se *path set*. O *path set* de tratamentos cranianos se aproxima de uma esfera, enquanto o *path set* das demais regiões de tratamento são aproximadamente ovais.

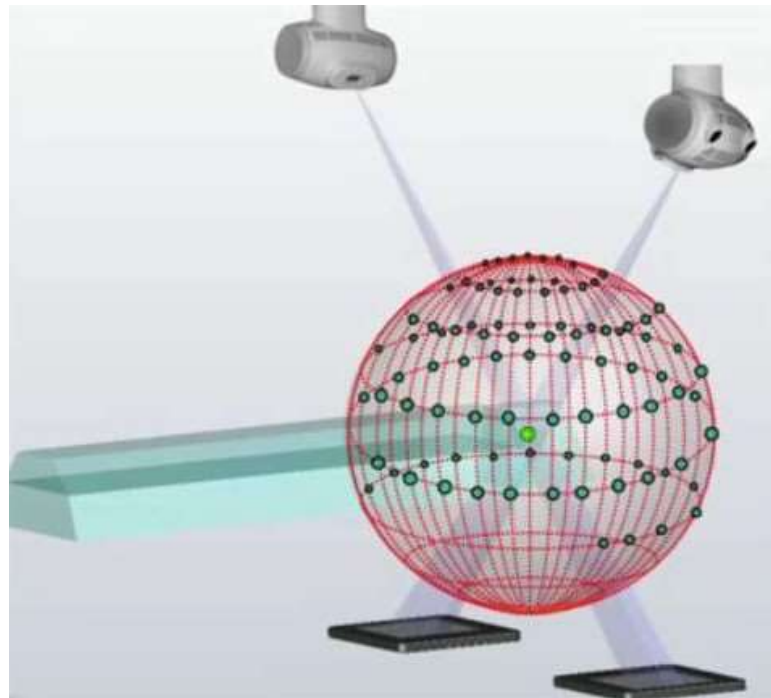


Figura 40. Geometria dos tratamentos no Cyberknife. Os pontos em verde representam os locais possíveis de incidência do feixe de radiação; o ponto verde mais claro representa o centro de alinhamento, correspondente ao ponto de intersecção entre as duas fontes de raios-X. Fonte: Accuray Cyberknife System Introductory Course (acesso em 30 de junho de 2022).

De maneira clínica, não existem *nodes* em incidências muito posteriores. Os ângulos mais posteriores localizam-se a 24 graus abaixo da linha horizontal, como ilustrado na Figura 41.

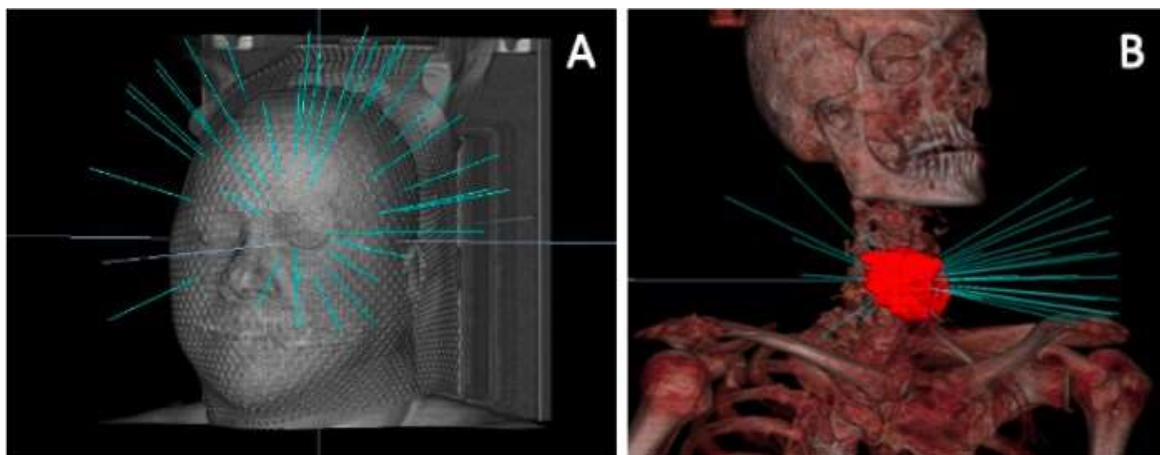


Figura 41. Exemplo de incidências clínicas em tratamentos realizados com Cyberknife® para crânio (A) e corpo (B). Note a ausência de incidências posteriores, bem como a ausência de incidências mais apicais nos tratamentos extra-crânio.

7.2.3.1 Outros aspectos do Acelerador Linear Robótico

Para otimizar a entrega do tratamento, um algoritmo dedicado (*Optimized Path Transversal* – OPT) é responsável por determinar a ordem de tratamento de cada *node*, reduzindo os tempos.

Durante toda a sessão de tratamento, um sistema monitora a posição do cabeçote em relação aos componentes do sistema e a localização do paciente. Zonas de segurança são determinadas no console de tratamento baseadas no sítio anatômico e no tamanho do paciente (incluindo os acessórios de imobilização). Ao calcular uma proximidade potencialmente perigosa ao paciente, o tratamento é interrompido e só será restabelecido após a permissão do operador. Adicionalmente, sensores de colisão presentes no *housing* são acionados ao entrarem em contato com alguma parte do sistema ou do paciente.

7.2.4 Acelerador Linear Helicoidal ou em Anel

Desenvolvida na década de 1990, na Universidade de Wisconsin-Madison, a *Tomotherapy*® (do fabricante Accuray Inc.), tornou-se pioneira nos tratamentos modulados e com Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT). Através de um feixe do tipo *fan-beam*, a *Tomotherapy*® realiza tratamentos helicoidais, aos moldes do que acontece em um tomógrafo: mesa e *gantry* se movimentam continuamente à medida que o feixe de radiação é emitido, permitindo tratamentos de lesões extensas no sentido longitudinal (até 135 cm de comprimento), sem a utilização de *gaps* (MACKIE, 2006).

O sistema é composto por um acelerador linear de 6 MV FFF, montado em um *gantry* do tipo anel deslizante, que rotaciona isocentricamente ao redor do paciente, conforme o mesmo se movimenta para dentro do *bore*. A intensidade do feixe de radiação é modulada através de um colimador do tipo pneumático e binário (posição da lâmina: aberta ou fechada). Este colimador possui 2 bancos de lâminas, cada um com 32 lâminas de 0,626 cm de largura (projeção no plano do isocentro, localizado a 85 cm da fonte de radiação), gerando um campo de 40 cm de comprimento (x). As mandíbulas podem produzir aberturas de 1 cm, 2,5 cm ou 5,0 cm de largura (y), podendo ser fixas ou dinâmicas. A Figura 42 esquematiza o arranjo dos colimadores e do MLC de uma unidade de *Tomotherapy*®. As unidades de *Tomotherapy*® dispõem ainda de um feixe de megavoltagem para imagem (MVCT), o que lhes confere habilidade de realizar tratamentos com IGRT.

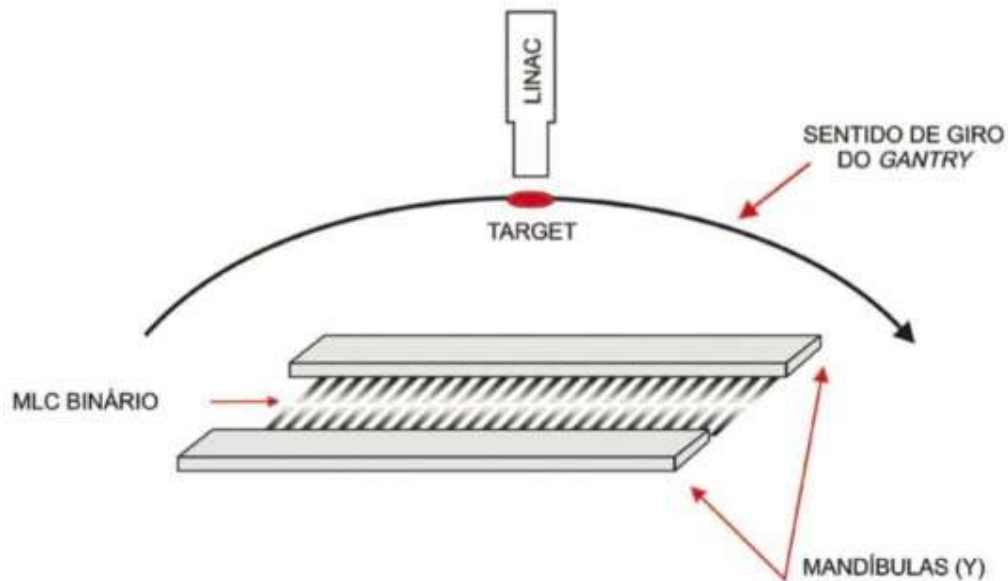


Figura 42. Esquema simplificado do arranjo dos colimadores e do MLC de uma unidade da Tomotherapy®. Fonte: (Picioli, Marcelo Ribeiro (2021)).

A mesa de tratamento da *Tomotherapy*® é constituída de um tampo plano de fibra de carbono e possibilita a movimentação em 3 graus de liberdade (translacionais). Rotações na direção da rolagem podem ser compensadas através da correção das posições do *gantry* neste sentido, durante o processo do registro da imagem de referência com a MVCT adquirida momentos antes de cada sessão, conferindo ao sistema uma correção do posicionamento com 4 graus de liberdade (translações + *roll*).

Recentes avanços na plataforma, como o lançamento da Radixact® (do fabricante Accuray Inc.), tem oferecido tempos de tratamentos menores, aquisição de imagens com maior qualidade e maior robustez mecânica da mesa. Um anteparo foi adicionado ao final do curso da mesa, reduzindo o *sag* da mesa, especialmente para tratamentos com grandes extensões longitudinais.

A Figura 43 ilustra os equipamentos Radixact® e *Tomotherapy*® HD.



Figura 43. Equipamentos Radixact® (esquerda) e *Tomotherapy*® (direita). Note, no interior do *bore*, o anteparo adicionado ao modelo Radixact® para reduzir o *sag* da mesa durante a movimentação da mesma. Fonte: (Picioli, Marcelo Ribeiro (2021))

Algumas características únicas do sistema *Tomotherapy*® encoraja o uso deste equipamento para tratamentos de Radiocirurgia Craniana (SOISSON; MP; WA, 2011), (KRAUS; KAMPFER; WILKENS, 2020), (SAW *et al.*, 2018). tais como:

- Boa estabilidade e robustez do cabeçote e sistema de colimação;
- Aceite e comissionamento realizados em colaboração próxima à equipe de físicos do fabricante, reforçando a completa verificação do sistema antes do início da operação clínica;
- A existência de um modelo virtual único no sistema de planejamento em conjunto com a metodologia bem estabelecida das medições dosimétricas e mecânicas, asseguram a confiabilidade dos dados medidos (SAW *et al.*, 2018);
- Sistema de imagem integrado permite a localização adequada do posicionamento (SOISSON; MP; WA, 2011);
- Índices dosimétricos atingidos no planejamento similares aos obtidos por outros sistemas já consolidados (ELSON *et al.*, 2015; SOISSON; MP; WA, 2011).

Apesar destas características, quando o assunto é SRS de lesões cranianas, é importante ressaltar que a abertura mínima de 1 cm das mandíbulas (y), em geral, produz níveis de dose mais elevados no sentido crânio-caudal, apesar de manter os riscos de radionecrose similares aos obtidos por outras plataformas (SOISSON; MP; WA, 2011). Além disso, a impossibilidade de uma correção de posicionamento com 6 graus de liberdade pode ser uma desvantagem no tratamento de múltiplas lesões e o uso de margens adicionais deve ser considerado para evitar uma subdosagem dos alvos de tratamento.

7.2.5 Dispositivo dedicado com ^{60}Co

7.2.5.1 Introdução

Escrever sobre dispositivo dedicado com ^{60}Co , tendo como exemplo o *GammaKnife*® (GK), é referir-se a um equipamento desenvolvido exclusivamente para tratamentos intracranianos, onde há mecanismos para combinar feixes de radiação ionizante com um aparato estereotáxico para localização espacial de pontos. Neste texto, o aparato descrito é de uso exclusivo em um equipamento *Gamma Knife Perfexion*TM e *Icon*TM.

Na linha do tempo (Figura 44) pode-se observar os modelos do *Gamma Knife*® desde seu protótipo até o modelo atual. Muitas das informações escritas neste capítulo se aplicam para estes modelos; são enfatizados, todavia, especialmente os modelos *Perfexion*TM e *Icon*TM por serem os modelos que estão em operação no Brasil.

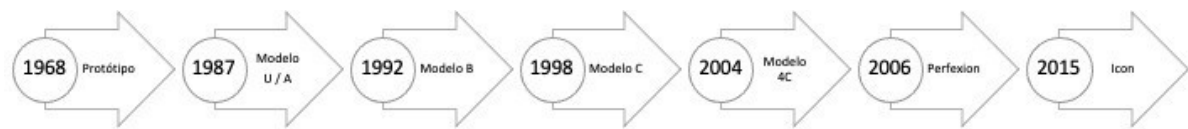


Figura 44. Modelos do equipamento Gamma Knife®, desenvolvidos entre 1968 – 2015.

Curiosidade: Em 2022, encontram-se em operação no Brasil, quatro equipamentos: um Gamma Knife PerfexionTM - Curitiba (PR); um Gamma Knife® PerfexionTM - São Paulo (SP); um Gamma Knife IconTM - Rio de Janeiro (RJ) e um Gamma Knife IconTM – Brasília(DF).

Para um melhor entendimento de suas características esse equipamento pode ser interpretado em duas partes principais: (a) unidade de radiação (*Radiation Unit - RU*) e (b) sistema de posicionamento do paciente (*Patient Positioning System – PPS*). Ao citá-las, não há intenção de restringir-se as informações a essas partes, mas apontar uma metodologia, sob a ótica tanto da mecânica como da dosimétrica, que facilita a interpretação das características desse equipamento. Não menos importante, também será considerado neste texto, as informações sobre o aparato estereotáxico, para definir o espaço R^3 estereotáxico, para uso exclusivo em procedimentos nesses equipamentos.

Nos capítulos seguintes o equipamento Gamma Knife está descrito dando ênfase às informações que compõe o conteúdo destinado a este material. As características de um equipamento constituem parte integrante de um conjunto de recursos que podem ser utilizados, mediante o completo entendimento dos mesmos, para garantir a segurança necessária para um procedimento de radiocirurgia estereotáxica intracraniana.

7.2.5.2 Fontes e Sistema de colimação

Houveram inúmeras mudanças no equipamento Gamma Knife desde o seu design original de 1968 até os modelos mais atuais, denominados PerfexionTM e IconTM, respectivamente (Figura 45). Desta forma, pode-se afirmar que esses modelos atuais possuem características diferentes dos seus antecessores, principalmente sob a ótica do sistema de colimação e do sistema de posicionamento do paciente (PPS).



Figura 45. Equipamentos Gamma Knife: (a) PerfexionTM e (b) IconTM. Fonte: site Elekta.

Nos equipamentos Gamma Knife, modelo PerfexionTM (GKP) e IconTM (GK Icon), comercializados desde 2006 e 2015, respectivamente, há 192 fontes radioativas do radi-oisótopo ⁶⁰Co (Cobalto-60), cuja energia nominal é 1,25 MeV. Essas fontes encontram-se instaladas em 8 “sectors” independentes, dentro da unidade de radiação, os quais estão dispostos sobre uma estrutura cuja forma é a secção de um cone (Figura 46). Cada sector contém 24 fontes distribuídas em cinco anéis (Figura 47) (KIM; LUNSFORD, 2012).

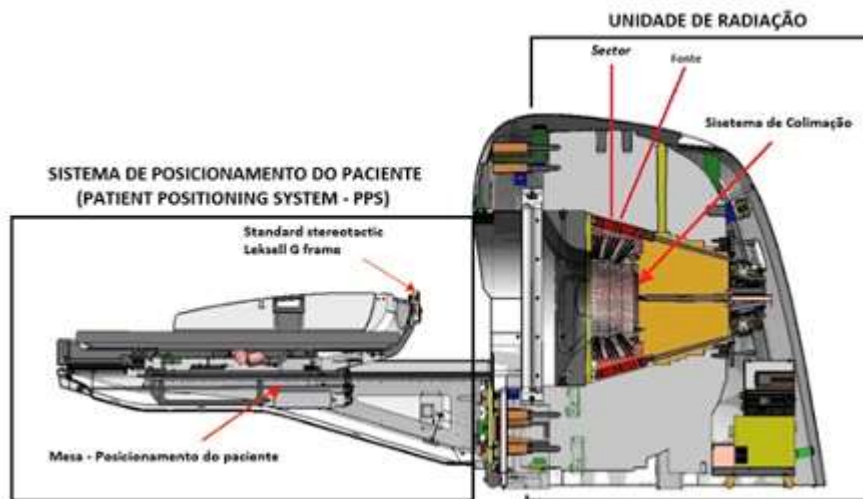


Figura 46. Equipamento Gamma Knife PerfexionTM.

Fonte: Adaptada de (Petti, 2009)



Figura 47. emphSectors e fontes de ⁶⁰Co: 8 “sectors” independentes sobre a seção de um cone, caracterizados pelos anéis.

Fonte: Adaptada de (Petti, 2009)

Em uma estrutura rígida de tungstênio de 120 mm de espessura, dentro da RU (Figura 48), há oito regiões idênticas, cada região contendo 72 colimadores (24 colimadores de 4 mm, 24 colimadores de 8 mm e 24 colimadores de 16 mm), todos com a forma cônica (LOZANO *et al.*, 2009). O diâmetro do feixe para cada região é alterado automaticamente movendo cada sector (24 fontes) sobre o conjunto de colimadores selecionado. Essa estrutura caracteriza o sistema de colimação (Figura 48) do equipamento GKP. Desta forma, os feixes cônicos utilizados para irradiação com um equipamento GKP^{T M} e Icon^{T M} têm projeção circular em um plano ortogonal ao feixe, cujos diâmetros podem ser de 4, 8 e 16 mm.

Os *sectors* se movem de forma independente, na direção oblíqua ao eixo Z (para “frente” e para “trás”) sobre o grupo de colimadores (Figura 47). O movimento do *sector* é realizado por motores (Figura 47) “servo-controlados” com escalas lineares. São 5 as posições possíveis de um *sector* sobre os grupos de colimadores, mas para estabelecer geometrias (incidências) específicas de irradiação, 4 das 5 posições são possíveis. As 5 posições possíveis são: 1) *sector* movido para a posição “*home position*” quando o sistema não está em modo de operação, 2) *sector* movido para posição sobre o colimador de 8 mm,

3) *sector* movido para posição sobre o colimador de 4 mm, 4) *sector* movido para posição sobre o colimador de 16 mm e 5) *sector* movido para a posição “*blocked*” que é a posição entre colimadores de 4 mm e 8 mm fornecendo bloqueio de todas as 24 fontes. Quando os *sectors* estão sobre um grupo de colimadores, o eixo central de cada uma das fontes está alinhado com o eixo central do canal do colimador, bem como com o centro do orifício que caracteriza o sistema de colimação (Figura 47). Assim, os feixes de radiação ionizante (raios gama) passam através dos colimadores e, os eixos centrais convergem para o ponto focal (Figura 47) da máquina (WU *et al.*, 1990).

É necessário alcançar com precisão a posição dos *sectors* sobre o conjunto de colimadores, pois essa precisão infere o melhor alinhamento do eixo central do feixe com o eixo central do sistema de colimação. Esse alinhamento permite uma avaliação dosimétrica correta do fator *output* para cada colimador, nos equipamentos GK, Perfexion^{T M} e Icon^{T M}, garantindo assim uma precisão dosimétrica adequada (PAPPAS *et al.*, 2016), (KIM *et al.*, 2019).

O arranjo das fontes difere substancialmente dos arranjos hemisféricos utilizados nos modelos anteriores de equipamentos Gamma Knife® anteriores e resulta em uma distância fonte/ponto focal diferente para cada anel variando de 374 a 433 mm.

Informação adicional 1: *Algumas fontes na literatura trazem a nomenclatura isocentro de radiação para referir-se ao ponto focal. No entanto, na linguagem técnica exclusiva para Gamma Knife, esse ponto é denominado ponto focal.*

Informação adicional 2: *A precisão no posicionamento dos sectors sobre o conjunto de colimadores é de 0,001 mm conforme consta no documento dos testes de aceite. Esse alinhamento permite mensurar com precisão os fatores outputs para cada colimador. Os testes para verificação desse alinhamento é feito semestralmente durante a manutenção preventiva.*

Informação adicional 3: *Os fatores outputs mensurados pelo usuário são denominados fatores outputs relativos, pois são caracterizados por medições feitas com todos os sectors posicionados sobre o mesmo conjunto de colimadores (BHATNAGAR *et al.*, 2009), (BATTISTONI *et al.*, 2012).*

Informação adicional 4: *Tendo em vista as características dos feixes (forma e tamanho) de um equipamento GK, esse equipamento encontra-se na metodologia para dosimetria de referência considerando campos pequenos, conforme descrito no documento IAEA TRS 483 (IAEA; AAPM, 2017).*

Informação adicional 5: Há testes específicos para verificar: (a) posição dos sectors sobre o grupo de colimadores; (b) o alinhamento do eixo central das fontes com o eixo central dos canais e orifícios que constituem o sistema de colimação.

Informação adicional 6: Há um teste específico, avaliando a taxa de dose (Gy/min) no ponto focal, para verificar se a intersecção dos eixos centrais dos feixes corresponde ao ponto focal da máquina.

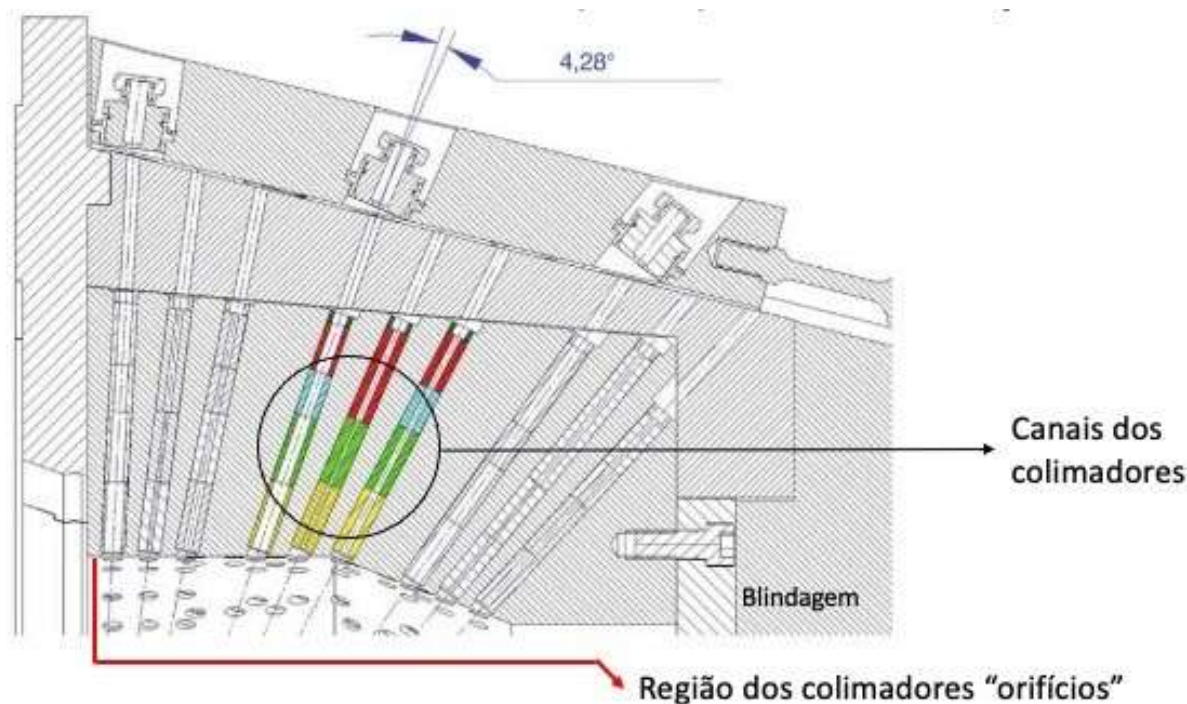


Figura 48. Sistema de Colimação dos equipamentos Gamma Knife Perfexion^{T M} e Icon^{T M}. A secção transversal da unidade de radiação apresenta: as fontes de ^{60}Co , os sectors nos quais as fontes estão instaladas e, o grupo de canais e orifícios que constituem o sistema de colimação (3 diâmetros diferentes). Fonte: Adaptada de (Lindquist e Paddick, 2007)).

A convergência dos 192 feixes de radiação, quando os 8 sectors estão sobre o mesmo grupo de colimadores, caracteriza uma distribuição de dose com forma aproximada de um elipsoide. O centro desse elipsoide é o ponto focal da máquina (um exemplo de geometria de irradiação) (HUR *et al.*, 2021).

Como os sectors se movem de forma independente, um sector pode ser posicionado em um grupo de colimadores diferente dos outros sectors. Um sector pode ser completamente bloqueado e isso é muito comum em planejamentos nos quais o(s) volume(s) alvo estão próximos a um OAR (*Organ at Risk* – OAR). Quando há uma combinação dos sectors sobre os grupos de colimadores, a forma do volume de intersecção dos feixes não é mais um simples elipsoide. Na radiocirurgia com Gamma Knife Perfexion^{T M} ou Icon^{T M}, cada geometria de irradiação associada a um isocentro, ponto com coordenadas cartesianas (X, Y, Z) definido dentro do volume alvo, caracteriza um shot.

Informação adicional 7: Não podemos confundir os conceitos de isocentro e shot, para tratamentos com equipamento Gamma Knife.

Informação adicional 8: Conservando os termos técnicos para procedimentos de radiocirurgia em um equipamento GKP (SRS GKP), a nomenclatura “isocentro” é utilizada para caracterizar um ponto (X,Y,Z) definido dentro do volume alvo, para o qual os eixos centrais dos feixes convergem. Vale ressaltar que o espaço R^3 , dentro do qual encontrar-se-ão os pontos intracranianos, é definido

utilizando um aparato estereotáxico de uso exclusivo em GK. Esse(s) aparato(s) estão descritos no subcapítulo 7.2.5.6.

Informação adicional 9: O número de shots é igual ao número de isocentros. Em alguns planejamentos podem haver isocentros com mesmas coordenadas cartesianas (X,Y,Z), mas com geometria de irradiação diferentes, o que significa serem shots diferentes.

7.2.5.3 Dados dosimétricos

No que tange às características dosimétricas de um equipamento Gamma Knife modelos Perfexion^{T M} e Icon^{T M}, o fabricante fornece um conjunto de dados, simulados com o método computacional de Monte Carlo, para dois fins: (a) cálculo de blindagem; (b) cálculo de dose para tratamento. Para o cálculo de blindagem foram simulados os valores de taxa de dose (no interior da sala de tratamento) nas situações de: fontes na posição de exposição (*beam on*) e fontes recolhidas (*beam off*). Para o cálculo de dose, são simulados: a taxa de dose no ponto focal, os valores do fator *output* para os colimadores de 4, 8 e 16 mm no ponto focal e os perfis de dose para os diferentes colimadores. Esses dados dosimétricos são inseridos no sistema de planejamento computadorizado (*Treatment Planning System – TPS*).

Os valores desses fatores *output* são simulados para cada anel de fontes e um fator *output* efetivo para cada conjunto de colimadores. Tendo em vista que não é possível selecionar somente o conjunto de fontes de um único anel, os valores de *output* que devem ser mensurados nos testes dosimétricos realizados pelos usuários são os *outputs* efetivos de cada um dos conjuntos de colimadores. Considerando as características dos detectores para dosimetria de campos pequenos, os *outputs* efetivos são mensurados utilizando filmes radiocrômicos.

Após a instalação das fontes, faz-se uma dosimetria de referência no ponto focal (Figura 47) do equipamento. O valor da taxa de dose neste ponto, obtida no dia da instalação das fontes, será o valor da taxa de dose de referência. Esse valor da taxa de dose é inserido no TPS e, a partir desse valor, o *software* Leksell Gamma Plan (LGP) corrige a taxa de dose diariamente, considerando o decaimento radioativo das fontes.

No SPT Leksell Gamma Plan®, específico para equipamentos Gamma Knife®, há dois algoritmos de cálculo de dose: (a) TMR 10, algoritmo que define o volume de cálculo como água; (b) Convolução, que usa imagens de TC para corrigir as heterogeneidades dos tecidos. Para esses algoritmos os dados dosimétricos consistem em dados simulados por Monte Carlo, fornecidos pelo fabricante, e validados por medições dosimétricas. Os resultados foram incorporados em perfis de dose e parâmetros físicos, incluindo uma estimativa refinada do fator *output* de cada um dos conjuntos de colimadores e anéis. Além disso, o TMR 10 também apresenta um modelo de dose na profundidade atualizado. Em síntese, para o correto cálculo de dose com esses algoritmos, é requerida uma grande quantidade de dados de entrada. Esses dados são: (i) Perfis de dose, (ii) Distribuição da dose na profundidade (PDD); (iii) Fatores *output*; (iv) coeficientes de atenuação; (v) distâncias virtuais da fonte ao ponto focal; A modelagem desses dados é feita considerando as possíveis resoluções para cálculo de dose absorvida com SPT Leksell Gamma Plan®. É importante lembrar que outros dados são derivados dos desses dados simulados em Monte Carlo e também utilizados no cálculo de dose absorvida. Assim, nesse SPT há uma matriz global 3D cujas dimensões X, Y e Z engloba todo o volume de cálculo definido pelo espaço estereotáxico. Nessa matriz a resolução do cálculo de dose absorvida é definida com voxels com arestas de 1,0 mm. Considerando as informações no parágrafo anterior, pode-se afirmar que a precisão dos dados de entrada dependerá da precisão das simulações de Monte Carlo. O sistema utilizado para essas simulações

é baseado no código de Monte Carlo Penelope. Juntamente com uma atualização de hardware, simulações baseadas em um modelo geométrico mais preciso dos canais do colimador e dos módulos de fonte decobalto resultaram em uma versão atualizada do dados de entrada no TMR 10. (ELEKTA,2011)

Informação adicional 10: *Não menos importante, também é possível definir no SPT Leksell Gamma Plan® uma segunda matriz de cálculo com resolução igual a 0,5 mm, a depender do planejamento.*

Em 2008, Novotny e colaboradores mensuraram a FWHM e penumbra, ao longo dos três eixos do sistema de colimação dos equipamentos Gamma Knife PerfexionTM / IconTM utilizando filmes Kodak EDR2. A penumbra, neste estudo foi definida como a distância entre as linhas de isodose de 20% e 80%. Os resultados obtidos para FWHM encontram-se na tabela 12 abaixo. (ASGARI; BANAEI; NEDAIE, 2018).

Tabela 12. FWHM para colimadores em um equipamento Gamma Knife PerfexionTM/IconTM: valores fora de parênteses são calculados pelo STP e os valores entre parênteses os mensurados com filme.

	Eixo X (mm)	Eixo Y (mm)	Eixo Z (mm)
Colimador			
4 mm	6.0 (6,1)	6,0 (6,1)	5,0 (5,0)
8 mm	10.7 (10,9)	10,7 (10,9)	9,7 (9,4)
16 mm	21.2 (21,5)	21,3 (21,7)	17,1 (17,1)

No que tange aos resultados encontrados para os valores de penumbra nos três eixos, segue a tabela 13 abaixo:

Tabela 13. Penumbra para colimadores em um equipamento Gamma Knife PerfexionTM / IconTM: valores fora de parênteses são calculados pelo STP e os valores entre parênteses os mensurados com filme.

	Eixo X (mm)	Eixo Y (mm)	Eixo Z (mm)
Colimador			
4 mm	2,8 (3,2)	2,8 (3,2)	1,6 (1,9)
8 mm	4,0 (4,3)	4,0 (4,3)	2,5 (2,9)
16 mm	9,0 (9,3)	9,0 (10,0)	2,9 (2,9)

Como apresentado nas tabelas acima, os resultados encontrados apresentam uma excelente concordância (tipicamente dentro de 0,5 mm) foi observado entre dados experimentais (FWHM e penumbra) obtidos a partir de medições de filme e dados calculados obtidos a partir do sistema de planejamento de tratamento. Observou-se uma diferença de 0,2 mm em, FWHM para o colimador de 4 mm e de 0,6 mm para o colimador de 8 mm. Como critério de boa concordância para FWHM, pode-se tomar como referência o teste de aceitação exigido pelo fabricante, onde é necessário 1,0 mm de concordância entre FWHM medido e FWHM calculado pelo sistema de planejamento de

tratamento durante aceitação do sistema LGK. Para a penumbra, o sistema Perfexion mostrou uma penumbra 0,3 mm maior ao longo do eixo Z para o colimador de 4 mm e uma penumbra 0,5 mm maior para o colimador de 8 mm. (ASGARI; BANAEI; NEDAIE, 2018).

Todas essas características citadas acima inferem três abordagens possíveis para o planejamento, em um TPS, do tratamento: 1) usar *shot/shot* consistindo de apenas um tamanho de colimador em todos os oito *sectors*, equivalente para a abordagem clássica, como usado nos modelos anteriores de Gamma Knife®; 2) usar *shot/shot* compostos onde qualquer um dos oito *sectors* podem ser posicionados sobre o colimador de 4, 8 ou 16 mm, ou mesmo estar completamente bloqueado; 3) usar modelagem dinâmica onde um procedimento automático dentro do sistema de planejamento de tratamento é usado para bloquear certos setores para proteger os volumes definidos como OAR (GILLER *et al.*, July/2009). Em qualquer uma das abordagens, considerando todas as características citadas acima, pode-se obter planejamentos com alto gradiente de dose, bem como um *fall-off* de dose apropriados para procedimentos de Radiocirurgia Intracraniana.

7.2.5.4 Sistema de posicionamento do paciente (*Patient Positioning System – PPS*)

Para entendermos esse sistema de posicionamento (Figura 46), um bom método supõe, assim, uma interpretação da mecânica de seus movimentos e a forma de indexação do paciente sobre o mesmo.

No sistema de posicionamento do paciente (PPS), dos equipamentos Gamma Knife Perfexion^{T M} e Gamma Knife Icon^{T M}, as amplitudes dos movimentos em torno do pontofocal dos feixes de radiação ao longo dos eixos translacionais X, Y e Z são de 160, 180 e 220 mm respectivamente. Sob a ótica de rotação, este sistema de posicionamento não realiza movimentos rotacionais. É preciso observar a esse respeito que: a imobilização do paciente é feita com o sistema *frame*, para tratamentos com equipamento Gamma Knife Perfexion^{T M}, para tratamentos com Gamma Knife Icon^{T M} a imobilização pode ser feita com *frame (frame system)* ou máscara (*frameless system*).

Informação adicional 11: O movimento desse PPS, considerando as coordenadas estereotáxicas pré-definidas durante o planejamento no TPS, é realizado com deslocamentos que possuem uma incerteza intrínseca de 0,1 mm (NOVOTNY *et al.*, 2014).

Informação adicional 12: Há um teste específico para avaliar esse deslocamento do PPS (*focus precision test*). A incerteza máxima mensurada com esse teste é inferior a 0,3 mm.

A indexação do paciente no PPS é feita por meio de um acessório denominado *frame adapter* (Figura 49) que se encaixa ao sistema *standard stereotactic Leksell G frame* em três posições possíveis. As três posições caracterizam três angulações possíveis: 70°, 90° e 110° (Figura 49). O *frame adapter* é então indexado diretamente no PPS. Com esse sistema de indexação é possível proporcionar uma posição mais confortável para o paciente durante o tratamento e/ou favorecer proteção de OAR. A maioria dos tratamentos com Gamma Knife Perfexion^{T M} ou Icon^{T M} pode ser feita com a indexação definida a 90°. No entanto, ocasionalmente, para evitar possíveis colisões com a tampa (cap) do sistema de colimação, a indexação na posição 70° ou 110° se faz necessária.

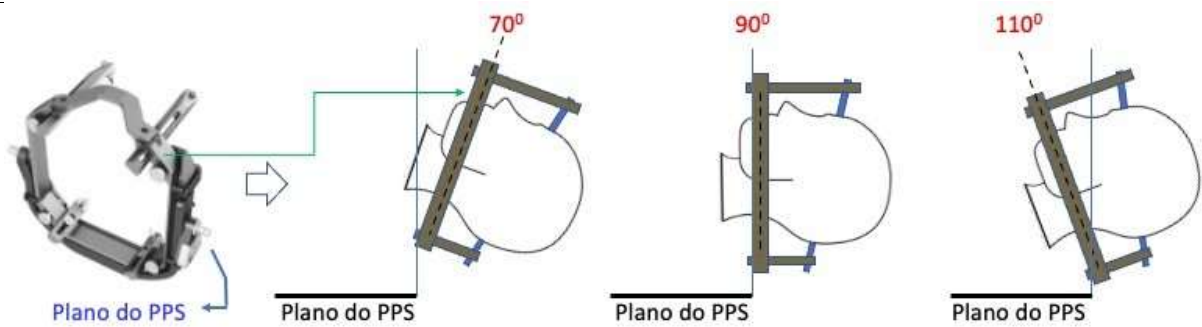


Figura 49. Posições para indexação do *frame adapter* no PPS de um equipamento Gamma Knife modelos PerfexionTM e IconTM.

7.2.5.5 Sistemas de monitoramento no equipamento Gamma Knife IconTM

O Gamma Knife IconTM difere principalmente do modelo PerfexionTM por acoplar em sua plataforma um pórtyco com um tubo de raios-X e um painel detector de imagem destinado a ser usado para formar imagens de CBCT (Figura 50). Para monitorar um movimento intra-fração do paciente há nesse equipamento um sistema de gerenciamento baseado em luz infravermelha (IR) denominado *High Definition Motion Management* (HDMM). Ambos os sistemas foram introduzidos para tratamentos fracionados de radiocirurgia estereotáxica (SRS) que possibilita o uso de um sistema *frameless* de imobilização.

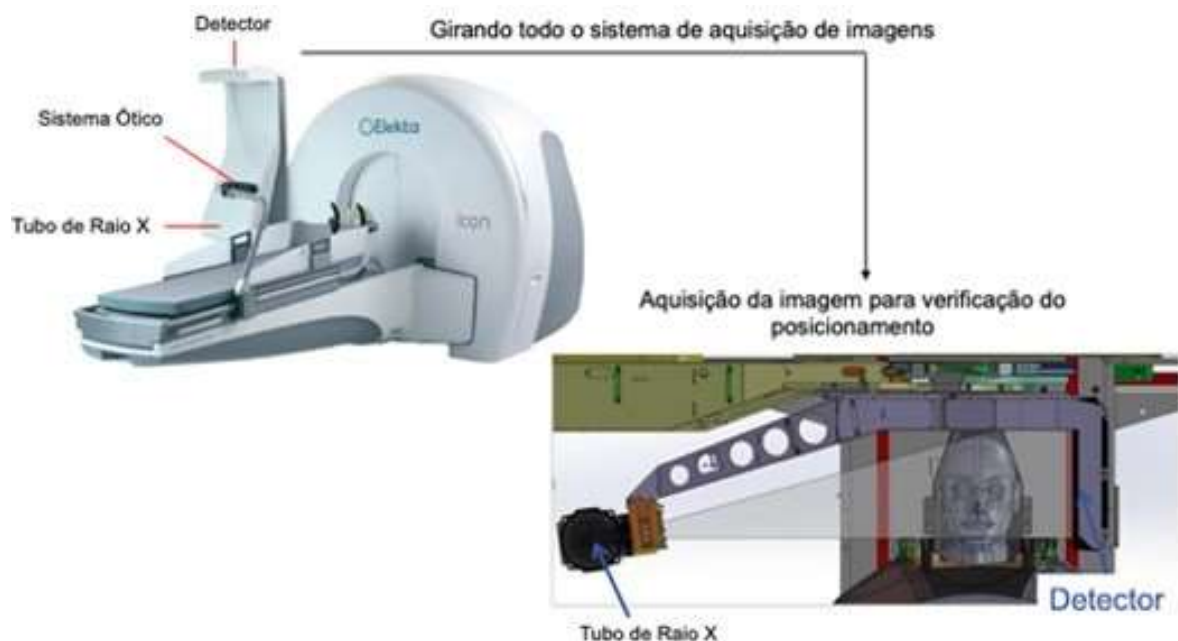


Figura 50. Equipamento Gamma Knife IconTM e projeção do sistema para aquisição de imagens para verificação do posicionamento do paciente.

O pórtilho com o tubo de raios-X e painel formador de imagem executa um arco de 200° (ângulo inicial 80° - ângulo final de 280°) para obter uma imagem de CBCT. Essas imagens de CBCT podem ser obtidas com dois *presets* distintos: dose baixa e dose alta, para os quais as correntes do tubo são 0,1 ou 0,25 mA, respectivamente. Sob a ótica da energia do feixe, a tensão no tubo é única e igual a 90 kV.

No painel formador de imagem, a área sensível é igual a um quadrado, cuja aresta é 22,5 cm. Portanto, a imagem 3D (CBCT) corresponde a uma imagem reconstruída em um volume cúbico.

O sistema ótico para monitoramento do posicionamento do paciente (Figura 51) inclui uma câmera de IR e um conjunto de quatro marcadores reflexivos. Esses refletores são utilizados para calcular a posição relativa do marcador de IR que é colocado no paciente (normalmente no nariz) (ZEVERINO *et al.*, 2016/10). Esse sistema ótico pode ser utilizado em dois modos diferentes de monitoramento: ativo e passivo. Se o modo ativo for selecionado e a posição do paciente em relação às referências de IR excede o nível de tolerância (definido pelo usuário), então o tratamento é pausado até que o posicionamento do paciente esteja dentro da tolerância. O modo passivo não impede a administração da dose se o paciente sair da tolerância, embora uma mensagem de aviso seja mostrada.



Figura 51. Equipamento Gamma Knife Icon™ e projeção do sistema para aquisição de imagens para verificação do posicionamento do paciente.

7.2.5.6 Aparato estereotáxico para definir R^3

No que tange ao aparato estereotáxico é possível definir um sistema de coordenadas estereotáxicas (coordenadas cartesianas) a partir da estrutura rígida com marcadores fiduciais (Figura 52). Esse aparato é acoplado ao sistema de imobilização para aquisição de imagens para planejamento no TPS. Esses sistemas são específicos para cada modalidade de imagem, denominados: *CT Indicator*, *Angio Indicator* e *MR Indicator*. Com o uso desse sistema associado (acoplado) à base rígida do sistema de imobilização, é possível definir o espaço estereotáxico R^3 (Figura 53).

Definindo o espaço estereotáxico, todo e qualquer ponto dentro desse R^3 será caracterizado com suas respectivas coordenadas cartesianas (X,Y,Z) e, com a precisão recomendada para procedimentos de radiocirurgia. A incerteza para definir qualquer ponto dentro do espaço estereotáxico é de 0,1 mm.

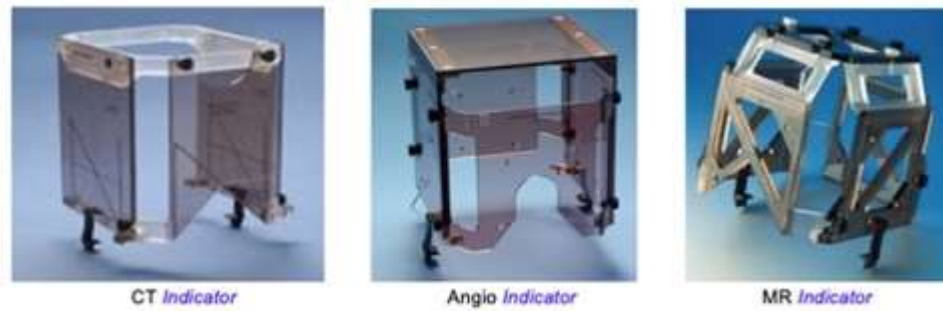


Figura 52. Sistemas de marcadores fiduciais externos.



Figura 53. Sistemas de marcadores fiduciais externos e base rígida para definir o espaço estereotáxico R^3 .

7.3 Características dos feixes

A caracterização dos feixes utilizados para tratamento, em cada um dos sistemas de entrega de dose especificados acima, deve ser feita considerando os aspectos dosimétricos dos mesmos. Esses dados utilizados são obtidos durante o comissionamento/aceite e/ou fornecidos pelos fabricantes. As diretrizes para obtenção desses dados estão descritas nas recomendações técnicas específicas (documentos) de cada fabricante e documentos de referência específicos publicados na literatura. É de suma importância definir a metodologia para coleta desses dados, considerando esses documentos (fabricante e literatura), pois as informações técnicas são complementares. Não menos importante, quando um ou mais componentes do sistema de entrega de dose tiverem sido modificados, trocados ou recalibrados, uma revalidação das características do feixe deve ser feita.

Na Tabela 14 abaixo encontram-se as informações que caracterizam os feixes de tratamento, as quais serão detalhadas no capítulo 8.

Tabela 14. Dados para caracterização dos feixes nos Sistemas de Planejamento do Tratamento (SPT) para os diferentes Sistemas de Entrega de Dose.

Dados	Linac	CyberKnife	Tomotherapy	GammaKnife
Medidas dosimétricas escaneadas				
Perfil de Dose <i>Inplane</i>	X	X	X	X
Perfil de Dose <i>Crossplane</i>	X	X	X	X
Perfil de Dose Diagonal	X	X		-
Percentual de dose na profundidade (PDP)	X	X	X	X
Medidas dosimétricas não escaneadas				
Fator Output	X	X	X	X
Fatores de transmissão	X	X	X	X
Medidas simuladas com Monte Carlo	-	X		X

Para uma correta interpretação e uso dos dados citados na tabela acima, faz-se necessário entender que: a depender dos SPT específicos de cada Sistema de Entrega de Dose, esses dados podem ser modelados e/ou pré-comissionados. No entanto, medidas dosimétricas são necessárias para validação dos mesmos. Não menos importante, vale ressaltar que algumas dessas medidas, bem como sua avaliação, são realizadas com equipamentos específicos fornecidos pelos fabricantes.

8 Comissionamento para SRS/REF

8.1 Comissionamento de Campos Pequenos

8.1.1 Teoria e desafios quanto à abordagem de Campos Pequenos

A dosimetria de campos pequenos está relacionada às técnicas avançadas de tratamentos com radiação e apresenta desafios referentes à falta de equilíbrio de partículas carregadas, oclusão parcial da fonte dos feixes de fótons e a escolha adequada do detector de medida. O desenvolvimento de novas tecnologias, a utilização de campos cada vez menores e/ou modulados apresentam um aumento na incerteza da aquisição dos dados dosimétricos (ALFONSO *et al.*, 2008) e alguns incidentes foram reportados na literatura. Estes incidentes estão relacionados à metodologia incorreta utilizada em medidas de campos pequenos ou pouco entendimento desta prática. Somado ao fato do interesse crescente na utilização de técnicas mais modernas, há a necessidade de um entendimento adequado dos desafios e das medidas relacionadas a esse tema (DAS, 2021).

Em 2017, com o objetivo de desenvolver uma padronização das recomendações para os procedimentos de dosimetria e detectores a serem utilizados em dosimetria de referência para campos pequenos e equipamentos com campos fora dos padrões aceitos até então, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) em cooperação com a Associação Americana de Física em Medicina (AAPM) publicaram um novo formalismo, TRS-483. E, assim, as recomendações dos códigos de prática (CoP) foram estendidas para dosimetria clínica de referência baseada em dose absorvida na água (IAEA; AAPM, 2017). Já em 2021, a AAPM publicou o TG-155 (*Task Group 155*), que resume conhecimentos de dosimetria de campos pequenos e fornece recomendações de melhores práticas com relação à dosimetria relativa com relação aos campos pequenos (DAS, 2021).

8.1.1.1 Desafios relacionados a campos pequenos

Os desafios principais relacionados aos campos pequenos são: (1) ausência de equilíbrio de partículas carregadas; (2) gerador do feixe (occlusão parcial da fonte e alteração do espectro do feixe de radiação); e (3) o tipo de detector utilizado nas medidas.

Com base nestas informações, um campo é considerado pequeno nas seguintes condições: a) os colimadores ocluem parcialmente a fonte de radiação, interferindo no ponto em que se deseja medir, não sendo possível diferenciar a porção primária da radiação da região de penumbra, existindo uma sobreposição da penumbra ao feixe; b) o alcance dos elétrons secundários é grande comparado ao tamanho do campo. Quando tais condições existem, uma redução no fator *output*, ou intensidade do feixe, é observada, bem como um aumento na dimensão da penumbra, influenciando no tamanho de campo do feixe que se deseja medir, conforme é possível visualizar na Figura 54.

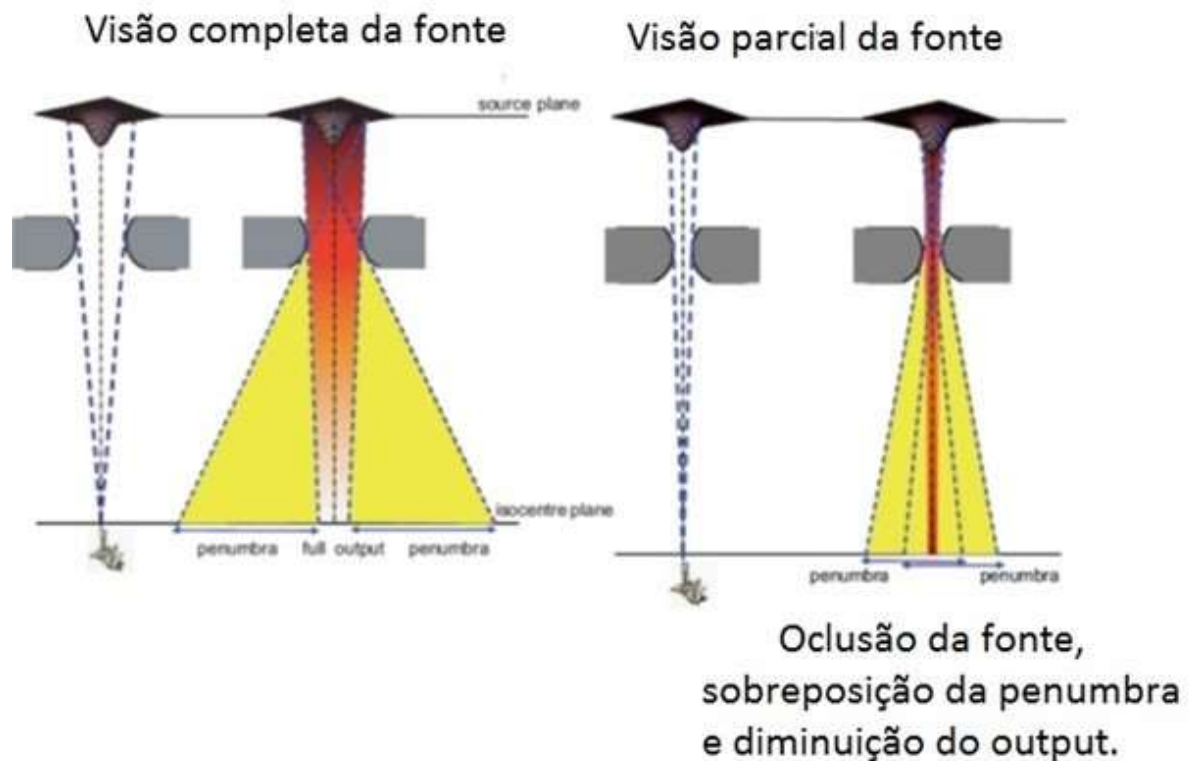


Figura 54. Adaptada de Aspradakis et al., 2010 (ASPRADAKIS *et al.*, 2010), representando as condições para campos pequenos, oclusão da fonte de radiação e sobreposição da penumbra, influenciando no tamanho de campo. Fonte: Tese de doutorado- Ana Paula Vollet Cunha, 2019.

A oclusão parcial da fonte depende da geometria do cabeçote do equipamento de radioterapia (CHOW; SEGUIN; ALEXANDER, 2005) e a falta de equilíbrio de partículas carregadas depende da energia do feixe e da densidade e composição do meio irradiado (DAS; DING; AHNESJÖ, 2008). Quanto maior a energia do feixe, maior é o efeito para a falta de equilíbrio de partículas carregadas, e essa também é uma das razões pela qual os tratamentos de radiocirurgia são realizados com energias como Co^{60} ou 6 MV (SEUNTJENS; VERHAEGEN, 2003).

Com as melhorias nos cálculos computacionais e simulações de Monte Carlo, o trabalho publicado por Papaconstadopoulos, 2016, (PAPACONSTADOPOULOS, 2016), contribuiu para a apresentação da relação atualizada entre o alcance das partículas carregadas, LCPE (do inglês, *Lateral Charged Particle Equilibrium*) e o $\text{TPR}_{20,10}$ no TRS-483 (IAEA; AAPM, 2017), como mostrado na Equação 8.1:

$$r_{LCPE} \left(\frac{g}{\text{cm}^2} \right) = 8,369 \times \text{TRP}_{20,10}(10) - 4,382 \quad (8.1)$$

Sendo assim, para garantir a condição para o equilíbrio de partículas carregadas, o TRS-483 (IAEA; AAPM, 2017) traz como recomendação a seguinte relação entre o tamanho de campo do feixe de irradiação e o detector utilizado, como mostrado na Equação 8.2:

$$FWHM \geq 2r_{LCPE} + d \quad (8.2)$$

Sendo FWHM, a largura a meia altura do perfil do feixe na profundidade de referência (do inglês, *Full Width Half Maximum*); r_{LCPE} , o alcance das partículas carregadas geradas no meio e d , a maior dimensão do detector utilizado.

Outro fator importante a ressaltar é com relação à definição do tamanho de campo. Em campos convencionais, este é definido como a distância que intercepta uma determinada curva de isodose, geralmente a de 50%, com relação ao plano perpendicular do feixe em uma distância fonte-superfície específica (KHAN, 2010). Ou seja, uma aproximação é a largura à meia altura do perfil do feixe, FWHM, e tal aproximação pode não ser verdadeira para campos pequenos devido à redução na intensidade do feixe em sua porção central e à sobreposição da penumbra (DAS; DING; AHNESJÖ, 2008).

Além disso, a diminuição do tamanho de campo modifica o espectro de fluência dos fótons produzidos: quanto menor o campo, maior a energia média deste feixe quando as medidas são realizadas na água (BENMAKHLOUF; SEMP AU; ANDREO, 2014). A fluência de fótons que deixa o cabeçote do acelerador linear varia com o método de colimação e a fluência de partículas no ponto de medida varia com o tamanho do campo e profundidade em água, bem como ao detector utilizado, alterando assim a dose calculada (YIN; HUGTENBURG; BEDDOE, 2004).

O terceiro desafio, portanto, refere-se à influência do detector na medida dosimétrica. Ou seja, se a fluência de fótons no ponto de medida é perturbada ou modificada na presença do detector, este campo é considerado pequeno. Sendo assim, medidas dosimétricas de campos pequenos dependem do tamanho do detector com relação à dimensão do feixe. Recomenda-se que todas as medidas relacionadas a campos pequenos sejam realizadas com mais de um sistema de detecção, conhecendo suas limitações, características, maneira correta de utilização, caracterização correta do detector, incluindo fatores de avaliação, tais como: dependência angular e energética, efeitos de perturbação, estabilidade (a sensibilidade pode ser prejudicada com a diminuição do detector), *volume averaging* (razão da resposta na porção central do detector com relação a todo seu volume), resolução espacial, equivalência em água, linearidade com a dose e/ou sua dependência com esta e custo do detector (ASPRADAKIS *et al.*, 2010). E, por fim, para utilizar as medidas apresentadas por um detector, devem ser consideradas as possíveis perturbações e correções adequadas.

8.2 Tipos de detectores

Com relação aos detectores utilizados para dosimetria em equipamentos de teleterapia, há disponível comercialmente uma grande variedade de detectores. Estes incluem câmaras de ionização, diodos, diamantes sintéticos, filme radiocrômico, cintiladores plásticos, MOSFET, dosimetria em gel, entre outros. Cada um dos detectores apresenta algumas características que os fazem adequados para serem utilizados em condições de não referência, tais como, em campos pequenos e em fluências moduladas, como os campos de IMRT. Sendo assim, as características de um detector, bem como o fator de correção para dosimetria relativa (conforme descrito no capítulo 9 a seguir) e, sua constância, são pontos relevantes a serem considerados. Os fatores de correção deveriam ser próximos ao valor unitário, porém, na prática clínica, na maioria das situações, esses fatores se distanciam de um (DAS, 2021).

8.2.1 Detectores em tempo real

8.2.1.1 Câmara de ionização

As câmaras de ionização são os detectores mais comumente utilizados em medidas dosimétricas devido à sua sensibilidade, estabilidade, reprodutibilidade e robustez. Dentre os diferentes tipos de câmaras, elas podem ser divididas em cilíndricas e de placas para-lelas, e sua sensibilidade depende diretamente de seu volume sensível. Quanto menor o volume, menor será o sinal produzido como resultado de medida. Apesar desta limitação, as câmaras de ionização de volume pequeno têm sido bastante utilizadas, porém as correções envolvidas podem apresentar valores significativos quando estes detectores são utilizados em campos até 1 cm x 1 cm (DAS, 2021).

Com relação às características desses detectores, as câmaras de ionização de volume pequeno apresentam uma resposta em energia adequada para fótons de baixa energia bem como resposta direcional uniforme e independem da taxa de dose. Porém, parâmetros tais como: cabo, haste da câmara de ionização e material do eletrodo central devem ser verificados quando irradiados, bem como o efeito de polaridade deve ser aferido e corrigido sempre que necessário (IAEA, 2006).

Já as microcâmaras apresentam um efeito de volume menor, porém sua sensibilidade é reduzida, conforme citado anteriormente. Porém, para os detectores do tipo câmara de ionização, é importante aplicação do fator de correção correspondente a esta grandeza de influência, conforme descrito no TRS-483 (IAEA; AAPM, 2017).

8.2.1.2 Detectores de estado sólido

Como recomendação da AAPM TG-155, são exemplos de detectores de estado sólido para campos pequenos: diodos, cintiladores plásticos, microdiamantes, dentre outros (DAS, 2021).

Os diodos, por exemplo, apresentam menor efeito de média volumétrica nas medidas dosimétricas, porém a dependência angular é um importante fator de influência nas medidas. Isto se deve à sua construção e materiais utilizados. Além disso, correções adicionais podem ser necessárias com relação à dependência com a taxa de dose, variações na resposta devido ao acúmulo de dose, dependência com a temperatura (0,3%/°C) e com a energia (DAS, 2021).

Os diodos de silício apresentam uma maior resposta para fótons de baixa energia, devido às diferenças entre os coeficientes de absorção mássico de energia do silício e da água para energias de keV (ZHU; SAINI, 2009) e podem ser encontrados com espessuras na faixa de 50 e 60 µm e 1 ou 2 mm de largura.

Os diodos são classificados como blindados e não blindados (ou de elétrons), ou seja, os diodos blindados apresentam uma camada de tungstênio para absorver os fótons espalhados de baixa energia. Já os diodos não blindados não apresentam tal blindagem, absorvendo também fótons de energias menores. Porém, a presença deste material de número atômico alto, aumenta a resposta para feixes de baixa energia, gerando uma “super-resposta”. Ou seja, a resposta dos diodos blindados é dependente das mudanças de tamanho de campo, bem como profundidade de medida (EKLUND, 2010). E, por isso, o TRS-483 (IAEA; AAPM, 2017) traz como recomendação a utilização de diodos não blindados ou estereotáxicos para a avaliação da dose absorvida em campos pequenos.

É válido ressaltar que o efeito de perturbação de densidade ocorre tanto para detectores com materiais de alta densidade (como diodos, MOSFETs e detectores de diamante) como para materiais de baixa densidade (como câmaras de ionização preenchidas com ar) e a influência deste fator deve ser investigada de acordo à literatura (DAS, 2021).

8.2.2 Detectores passivos

São exemplos de detectores passivos: filme radiocrômico, dosímetros em gel, dosímetros termoluminescentes (TLD), entre outros.

Os filmes radiocrômicos fornecem informação dosimétrica bidimensional e, devido à sua alta resolução espacial em comparação a outros detectores, apresentam bons resultados para medidas de perfis dos feixes bem como medidas de *output*. Além disso, apresentam baixa dependência energética e são tecido-equivalentes.

Os resultados publicados na literatura mostram uma exatidão em dose de 2 a 3% quando os filmes são utilizados em dosimetria de campos pequenos. Porém, para que sejam mantidas as incertezas estimadas, alguns fatores devem ser considerados, tais como: o processamento do filme durante as medidas, certificando-se de que os processos pré e pós-irradiação sejam seguros e adequados, e garantir que os filmes apresentem mesma composição entre diferentes lotes (DAS, 2021).

Já os dosímetros TLD são encontrados em diferentes tamanhos e composições, não apresentam dependência energética para fótons e elétrons de megavoltagem e baixa dependência angular. Porém, o processo de calibração desses detectores deve ser realizado com bastante critério, já que a sensibilidade individual de cada dosímetro pode diferir entre os demais de um mesmo lote, podendo apresentar grandes incertezas nas medidas (maiores que 3%) (DAS, 2021).

Considerando ainda os detectores passivos, os dosímetros em gel podem apresentar vantagens para dosimetria de campos pequenos, uma vez que algumas fontes de erro podem ser reduzidas, tais como: erros provenientes do alinhamento do detector aos campos pequenos para diferentes profundidades, efeito de média volumétrica e dependência direcional.

Como o sinal proveniente desses detectores pode ser obtido através de imagens por ressonância magnética, tomografia óptica ou por raios-X, os procedimentos de calibração eleitura devem ser feitos com bastante cautela, já que, segundo C. Baldock e colaboradores (BALDOCK *et al.*, 2010), uma dosimetria isotrópica tridimensional de 1 mm pode apresentar uma incerteza de $\pm 3\%$. Além disso, técnicas ópticas apresentam vantagens com relação à técnica de ressonância magnética com relação à resolução espacial e melhor razão sinal/ruído (DAS, 2021).

8.3 Validação do comissionamento

O físico médico deve estar envolvido com o projeto de instalação, seleção e especificações de equipamentos, fornecer supervisão direta durante o processo de teste de aceitação, garantindo que o equipamento satisfaça aos requisitos de desempenho indicados pelo fabricante. Os procedimentos de aceitação também podem servir como componentes no estabelecimento do programa de garantia da qualidade. O próximo passo ao aceite, é a fase de comissionamento, onde medidas são realizadas de acordo com cada fabricante para serem inseridas no sistema de planejamento (TPS). Após ser realizado o comissionamento, são realizados os testes de validação, sendo eles: equipamento de imobilização, sistema de planejamento e teste de ponta a ponta ou End-to-End (E2E) (HALVORSEN *et al.*, 2017b).

8.3.1 Equipamento de imobilização

O equipamento de imobilização deve ser avaliado quanto à sua eficácia na precisão e reprodutibilidade do posicionamento (por exemplo, avaliando-se os resultados das imagens de posicionamento para uma amostra de pacientes por sítio anatômico, seria possível avaliar um comportamento sistêmico ou randômico relacionado ao uso de um determinado acessório), e deve ser avaliado quanto à sua atenuação de feixe e características de dose de superfície (OLCH *et al.*, 2014b).

O efeito na dose de superfície deve ser estudado antes da implementação do tratamento de SRS.

8.3.2 Sistema de planejamento de tratamento

Uma vez realizada a medição dos parâmetros necessários para o comissionamento do algoritmo e inseridos no TPS, alguns desses sistemas requerem a modelagem dos dados. A modelagem é um processo iterativo onde o físico ajusta os dados com base na avaliação qualitativa da distribuição de dose (PDD e perfis) e usa métricas quantitativas no *software* de modelagem para que os dados calculados pelo TPS fiquem próximos aos medidos no comissionamento. Casos mais complexos, como IMRT/VMAT, a transmissão do MLC e/ou a compensação do DLG (*dosimetric leaf gap*) podem ser frequentemente usados para melhorar a concordância entre a dose medida e a calculada. Portanto, se forem feitas alterações nos parâmetros básicos de fótons no processo de modelagem IMRT/VMAT, a validação básica de fótons deve ser confirmada.

A validação do comissionamento deve ser realizada para cada energia de feixe separadamente, comparando valores de dose absolutas e relativas. Para verificação na condição de referência de calibração da máquina, uma diferença menor que 0,5% é aceitável. Em relação a valores relativos de dose como PDP e perfil de feixe, temos que analisar cada área separadamente. O TRS 430 (AGENCY, 2004) fornece valores de desvios que seriam aceitáveis, conforme a região, para curvas de PDPs e perfis de dose, como mostra a Figura 55.

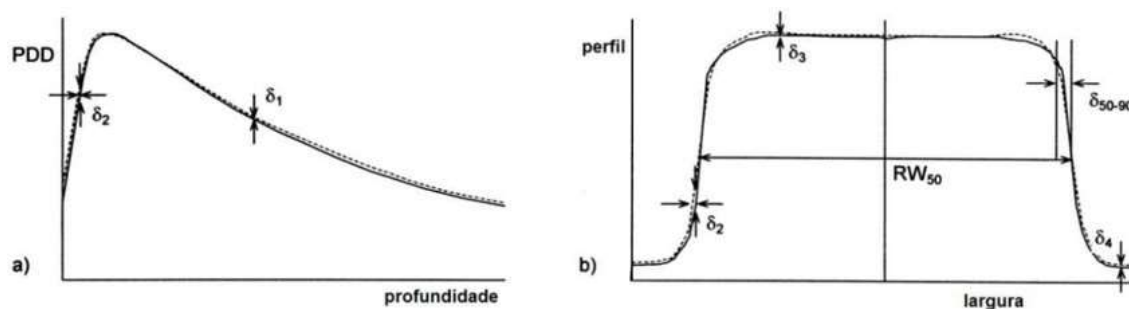


Figura 55. Regiões onde são aplicados os critérios δ_1 - δ_4 , largura radiológica RW_{50} e distância entre 50% e 90% (relativo ao máximo do perfil) na penumbra, também chamado de 'beam fringe' δ_{50-90} . Para comparar resultados medidos de a) Porcentagem de dose profunda, PDD e b) perfil do feixe. Fonte: adaptado de TRS 430

Os valores aceitáveis para cada região estão descritos na Tabela 10.

Tabela 15. Valores propostos de tolerâncias para δ em diferentes configurações.

Tolerância	(1) Geometria simples, homogêneo	(2) Geometria Complexa (Filtro, heterogêneo, assimetria)	(3) Geometria mais complexa, ou seja, combinações de (2)
$\delta 1$ (dados do eixo central) alta dose, pequeno gradiente de dose	2%	3%	4%
$\delta 2^a$ (região de <i>build-up</i> no eixo central do feixe, região de penumbra para perfil de dose) alta dose, alto gradiente de dose	2 mm ou 10%	3 mm ou 15%	3 mm ou 15%
$\delta 3$ (região fora do eixo central) alta dose, pequeno gradiente de dose	3%	3%	4%
$\delta 4$ (fora da borda do campo) pequenas doses e baixo gradiente	3% ^b (30%)	3% ^b (30%)	5% ^b (50%)
RW ₅₀ ^a (largura radiológica)	2 mm ou 1%	2 mm ou 1%	2 mm ou 1%
δ_{50-90} (' <i>beam fringe</i> ')	2 mm	2 mm	2 mm

(a) Estes valores são preferencialmente expressos em mm. Um desvio de 1 mm correspondente a uma variação de dose de 5% é considerado um valor realista na dose alta, região de alto gradiente de dose. (b) Essa porcentagem é aplicável à Equação $\delta 4 = 100 * (D_{calculado} - D_{medido}) / D_{medido}$, os percentuais entre parênteses referem-se à Equação $\delta = 100 * (D_{calculado} - D_{medido}) / D_{medido}$ Fonte: adaptado de TRS 430.

Podemos adicionar, como uma etapa final de comissionamento dosimétrico para fótons, medições compostas de planos de entrega IMRT/VMAT com cálculos feitos no TPS e, posteriormente, testes do tipo E2E para SRS e SRS-F (AAPM... , 2016).

Na Tabela 16, há cinco tipos de testes de validação recomendados para modalidades de entrega IMRT/VMAT, descrevendo o seu objetivo, descrição, detector utilizado e sua referência bibliográfica.

Tabela 16. Resumo de testes adicionais para VMAT/IMRT.

Teste	Objetivo	Descrição	Detector	Bibliografia
1	Verificação da PDP para campos pequenos	Aquisição de PDP para campos 2x2 cm ²	Diodo ou cintilador plástico	Yunice <i>et al</i>
2	Verificação do fator output para campos pequenos definidos pelo MLC	Uso de campos pequenos retangulares definidos pelo MLC, medida de output em profundidade relevante clinicamente para cada ^(a)	Diodo, cintilador Plástico, mini ou micro câmara de ionização	Cadman <i>et al</i>
3	TG 119	Planejar, medir e comparar planejamentos e QA com os resultados do TG119 para os casos de cabeça e pescoço e C-shape	câmara de ionização, filme e/ou matriz de detectores	TG 119 (Ezell <i>et al</i>)
4	Testes Clínicos	Escolha de pelo menos 2 casos clínicos, planejar, medir e realizar análise dos resultados	Câmara de ionização, filme e/ou matriz de detectores	Nelms <i>et al</i>
5	Auditoria externa	Simular, planejar e tratar um fantoma antropomórfico com dosímetros embutidos no fantoma	Várias opções existentes ^(b)	Kry <i>et al</i>

2.2 Um padrão de escaneado com diodo pode ser usado para obter uma comparação de perfil de dose absoluta adicional na direção perpendicular ao movimento de MLC.

2.3 Se o serviço IROC Houston for usado, eles normalmente empregam TLDs e filme radiocrômico. Certos phantoms comerciais podem acomodar câmaras de íons para medições de dose pontual Fonte: adaptado de AAPM practice guideline 5.a (AAPM Medical Ph..., 2016).

Para mais informações sobre validação de TPS, têm-se os documentos AAPM TG 53 (FRAASS *et al.*, 1998) e IAEA TRS 430 que podem ser consultados e, para discussões específicas sobre validação de dose em objetos simuladores heterogêneos, tem-se AAPMTG 65 (PAPANIKOLAOU, 2004).

8.3.3 Teste de ponta a ponta (End to End - E2E)

Teste de ponta a ponta (E2E) para SRS e SRS-F é uma metodologia usada para avaliar o fluxo do tratamento verificando se todo o processo atende à precisão e qualidade conforme planejado do início ao fim. O objetivo de realizar testes E2E, é identificar e garantir que as informações pretendidas são executadas e transferidas corretamente entre vários sistemas componentes de SRS e SRS-F, bem como verificar o desempenho e atividades dos membros da equipe clínica diante das tarefas.

Todos os aspectos do processo de tratamento devem ser considerados no E2E, incluindo: Simulação do tratamento, registro de imagens, definições dos volumes de tratamento, prescrição da dose de radiação a ser entregue, planejamento, sistema de verificação do *setup*, controle de qualidade do planejamento e entrega de dose do tratamento, em que foram descritas em detalhes nos capítulos deste documento.

Cada etapa do teste E2E deve ser realizada pelo profissional que irá executar a tarefa quando o programa for implementado clinicamente. É recomendada a utilização de objetos simuladores antropomórficos para realização de todo processo de E2E e as incertezas geométricas e dosimétricas devem ser avaliadas. Sugere-se que todo o fluxo de trabalho com o paciente seja escrito em um documento denominado Procedimento Operacional Padrão (POP). A equipe deve realizar a simulação de todo o processo, observar e fazer anotações, editar o POP conforme necessário e repetir o teste E2E até o processo ser claro e seguro para todos os participantes. A pré-implementação dos testes E2E e seus resultados devem ser descritos no relatório de implementação e validação dos tratamentos para SRS e SRS-F.

9 Programa de Garantia da Qualidade

9.1 Sistemas de conferência de Unidade Monitora

Com base em dados clínicos de dose-resposta, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) afirma que os sistemas de dosimetria devem conseguir fornecer doses com precisão de 5% (GIBBONS *et al.*, 2014), (MENZEL, 2014). Além disso, aperfeiçoamentos neste nível de precisão são garantias para melhorar a modelagem e previsão de efeitos dose-volume em radioterapia (GIBBONS *et al.*, 2014), (JAFFRAY, 2010). Muitos fatores contribuem para desvios aleatórios e sistemáticos na administração da dose, incluindo a configuração diária do paciente, o delineamento do alvo e o cálculo da dose. É evidente que os erros associados a cada etapa do processo de tratamento devem ser substancialmente menores do que a tolerância geral. Assim, à medida que melhorias são feitas nas técnicas de imobilização, configuração do paciente e qualidade da imagem, melhorias semelhantes são necessárias para cálculos de dose para obter maior precisão na distribuição geral de dose. A precisão em se determinar a dose absorvida por unidade monitora (UM) é parte essencial desse processo (GIBBONS *et al.*, 2014).

O cálculo de UM evoluiu ao longo dos últimos anos, à medida que o planejamento do tratamento aumentou em precisão e complexidade. Historicamente, UM eram determinadas usando um processo de cálculo manual, onde os dados de cálculo eram baseados em relação a um objeto simulador (*phantom*) de água, coletados no momento do comissionamento da máquina. Com o tempo, os cálculos manuais tornaram-se mais precisos devido às caracterizações mais detalhadas dos parâmetros dosimétricos. No entanto, esses cálculos são baseados em dados de máquina, os quais são normalmente coletados com um objeto simulador de água plano e homogêneo (GIBBONS *et al.*, 2014).

Melhorias adicionais na precisão do cálculo de dose em sistemas de planejamento computadorizados foram possíveis com a incorporação de dados anatômicos específicos do paciente. Os primeiros algoritmos computacionais calculavam características de dispersão bidimensionais com base em dados específicos referentes ao contorno externo axial do paciente (MENZEL, 2014). A evolução de sistemas de planejamentos computadorizados permitiu a incorporação de informações referentes à heterogeneidade específica do paciente no cálculo de dose. O uso dessas informações para determinar a dose através de um algoritmo complexo de duas ou três dimensões é limitado a um “cálculo de computador”, embora um subconjunto desta informação possa ser usada para melhorar a precisão do cálculo manual (GIBBONS *et al.*, 2014).

Apesar das melhorias possíveis com os atuais e futuros cálculos de UM por computador, os cálculos manuais serão ainda necessários por vários motivos. Primeiro, alguns pacientes podem não requerer um plano de tratamento computadorizado e pode ser mais eficiente calcular a UM de seus tratamentos de forma manual. Isso é especialmente comum em situações paliativas ou de emergência. Em segundo lugar, embora o cálculo por computador possa incorporar informações adicionais, não há garantia de que a UM calculada seja mais precisa para todas as condições existentes. Há vários sistemas de planejamentos computadorizados comerciais disponíveis, cada um com uma técnica diferente para determinar a dose. Por exemplo, em alguns algoritmos computacionais, pode ser difícil modelar uma determinada configuração ou um acessório clínico específico. Assim, tanto *Task Group* TG-40, quanto o TG-114, da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) (KUTCHER, 1994; STERN, 2011) recomendam que o resultado de um cálculo computacional seja verificado independentemente por um método de cálculo alternativo. Essa verificação se torna mais importante à medida que a sofisticação do algoritmo de planejamento aumenta.

Muitos métodos manuais estão sendo usados atualmente para determinar a UM. O uso de diferentes abordagens aumenta a probabilidade de erros de cálculo, seja na incompreensão de nomenclaturas variadas ou na ausência, ou uso indevido de parâmetros importantes dentro do formalismo de cálculo. Além disso, o uso de várias abordagens resulta em redução na eficiência do fluxo de trabalho clínico. Além do tempo necessário para cada clínica desenvolver protocolos internos de cálculo de UM, a atuação dos profissionais em mais de um serviço ou interpretações de dados clínicos distintos, podem contribuir para uma maior dificuldade no entendimento por parte destes profissionais quando diferentes abordagens de cálculo são usadas (GIBBONS *et al.*, 2014).

9.1.1 UM e Correção de Heterogeneidade

Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) é um exemplo de avanço no planejamento para o qual a verificação da unidade monitora calculada manualmente teve que ser substituída por medições diretas, usando objetos simuladores ou matrizes de detectores. A inclusão de correções de heterogeneidade na rotina de planejamentos adiciona outro nível de complexidade que desafia nossa capacidade de verificar as UM calculadas, especialmente porque o uso de simuladores (*phantoms*) de testes homogêneos pode não ser suficiente (HIGGINS, 2011). A dosimetria in vivo (ALAEI; HIGGINS; GERBI, 2009; HIGGINS, 2011) é uma metodologia auxiliar eficiente, mas, sempre que possível, cálculos manuais simples de UM antes do tratamento fornecem um filtro primário em relação à potenciais problemas em campos de tratamento.

Como as profundidades radiográficas podem variar substancialmente das profundidades físicas, a questão que surge é qual a melhor forma de verificar o valor para as UM planejadas para estes campos. Se seguir o curso de verificação de dose de IMRT, nota-se que apenas medições indiretas são possíveis, onde as doses são re-calculadas e medidas em objetos simuladores homogêneos ou matrizes de detectores. A maioria dos cálculos manuais unidimensionais de UM, usando aproximações do tipo *Batho*, são baseados em geometria de camadas e essencialmente inutilizáveis para aplicações realistas de planos de tratamento baseados em tomografia computadorizada (TC). No entanto, ainda pode haver uma margem viável de aplicações para modelos simples, que podem ser adotadas. Um deles é um método 1D que se baseava apenas na transmissão efetiva do feixe de radiação através de um meio. Este procedimento está publicado no relatório (PAPANIKOLAOU, 2004) como um método de atenuação efetivo, geram-se coeficientes de atenuação efetivos e determinam-se as energias do feixe efetivo.

9.1.2 Limitações para o Cálculo de UM

O cálculo de UM usando fatores obtidos no comissionamento da máquina, como: fatores output, PDP, TMR, espalhamento de campo, etc., não se apresenta como uma má estimativa para campos pequenos e estáticos, como os usados em SRS. No entanto, para campos que não são exatamente retangulares ou circulares, não é mais possível dada a diferença dosimétrica encontrada ao se querer utilizar um campo equivalente como referência do fator a ser utilizado. Segundo (Zakia Lagha Ameer (2013)) a variação do formato dos campos traz muita discordância dosimétrica em relação ao campo equivalente, por exemplo, um campo retangular com tamanho 2 x 1,5 cm² e um campo em formato de C com a mesma área poderá ter as UM muito diferentes.

9.1.3 Cálculo de UM independente

Uma verificação independente do cálculo da UM é uma importante consideração feita por vários grupos profissionais. O significado de independência, no entanto, deve ser cuidadosamente considerado no ambiente moderno que envolve sofisticados algoritmos de cálculo computadorizados e comunicação direta entre TPS, sistemas de cálculo de UM e sistemas de entrega de tratamento.

Em geral, a independência do cálculo de UM é estabelecida por meio de diferentes metodologias e/ou programas que usam informações que refletem a situação de um cálculo primário.

9.1.4 UM em terapia estereotáxica

Radiocirurgia e Radiocirurgia Fracionada (SRS e SRS-F) são técnicas de tratamento de pequeno volume alvo, altamente conformado, que são realizadas através de uma diversidade de soluções técnicas, variando de campos a arcos em um acelerador linear convencional a unidades de tratamento especializadas, tais como *CyberKnife* e *Gamma Knife*. A técnica selecionada para realizar uma avaliação de UM dependerá muito dos detalhes técnicos do processo de entrega de radiação. Os níveis de ação correspondentes precisam levar em conta quaisquer limitações do método de cálculo de UM, incluindo dificuldades associadas à dosimetria de campos pequenos e os requisitos dosimétricos do tratamento específico. Para *Gamma Knife* e *CyberKnife*, a AAPM tem dois grupos de tarefas ativos que abordam especificamente essas unidades de atendimento especializado (PETTI, ; DIETERICH, 2011).

Para tratamentos SRS/SRS-F baseados em LINAC usando arcos uniformes ou vários campos uniformes em um alvo grande o suficiente para estabelecer equilíbrio de elétrons no ponto de cálculo, recomenda-se a leitura do AAPM TG 71 (GIBBONS *et al.*, 2014) e TG 114 (STERN, 2011) para verificações técnicas e níveis de ação. Para campos pequenos, o leitor deve ter dados medidos disponíveis, por exemplo, do comissionamento, que podem ser usados na verificação de UM. Os relatórios AAPM TG 155 (DAS, 2021) sobre Dosimetria de Feixe de Fótons em Condição de Campos Pequenos e condições de não-equilíbrio, e o AAPM TG 101 (BENEDICT *et al.*, 2010) sobre Radioterapia Corporal Estereotáxica fornecerão referências úteis.

9.2 Dosimetria de Campos Pequenos

Para equipamentos convencionais e campos não estreitos, as medidas dosimétricas seguem os padrões de referência do TRS-398 (IAEA, 2006), ou seja, especificação da qualidade do feixe, determinação de dose absorvida em água, valores de k_{Q,Q_0} , calibração cruzada entre câmaras de ionização, entre outros.

Em 2008, Alfonso *et al.* (ALFONSO *et al.*, 2008) publicaram o formalismo com recomendações para dosimetria de campos pequenos e campos de tratamento não convencionais (ou equipamentos que não apresentam campo de referência 10 cm x 10 cm, como, por exemplo, *Gamma Knife*® ou *CyberKnife*®) para a determinação da dose absorvida em água utilizando câmara de ionização.

Nesta proposta, o detector é calibrado em um campo de referência convencional e então o coeficiente de calibração é utilizado para estabelecer a dose absorvida em água em um campo de referência específico da máquina de tratamento, msr (do inglês, *machine-specific reference field*), ou seja, o conceito de msr é utilizado em equipamentos que não apresentam o campo de referência convencional.

9.2.1 Dosimetria de referência

Conforme mencionado, em 2008, Alfonso *et al.* publicaram o formalismo com recomendações para dosimetria de campos pequenos e campos de tratamento não convencionais. A seguir, com as publicações do TRS-483 (2017) (IAEA; AAPM, 2017), Palmans e colaboradores (2018) (PALMANS *et al.*, 2018) e o TG-155 (2021) (DAS, 2021), o formalismo apresentou algumas pequenas modificações e tornou-se consolidado na literatura. Na figura abaixo, tem-se a representação esquemática da proposta para dosimetria de referência baseada no conceito de um campo de referência específico para a máquina de tratamento, f_{msr} , e, para dosimetria relativa, de um campo clínico, f_{clin} (56).

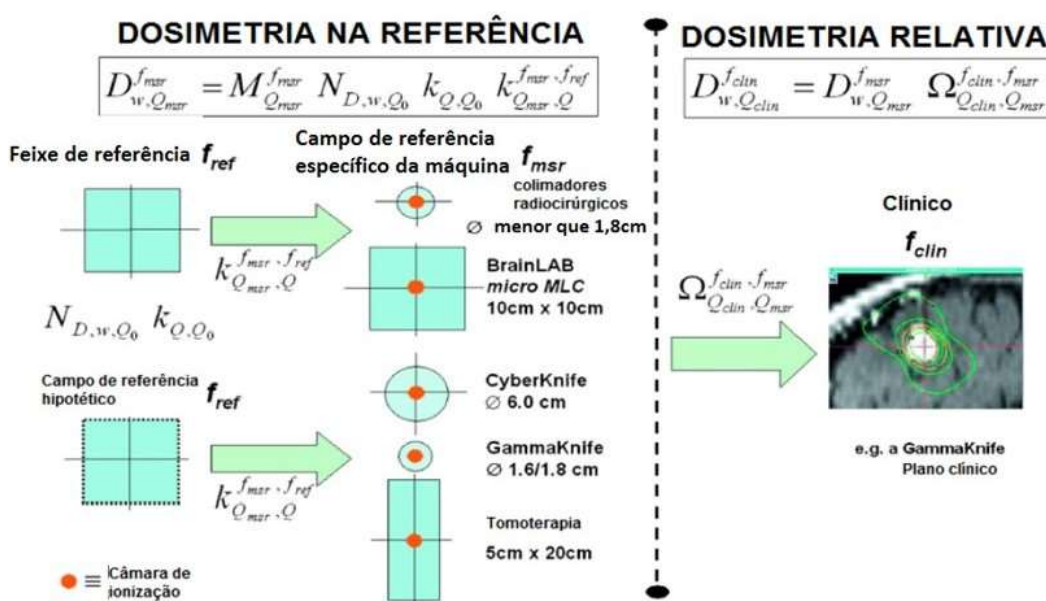


Figura 56. Representação esquemática, adaptada de Alonso et al. (2008), como proposta para dosimetria de campos pequenos. Fonte: Tese de doutorado- Ana Paula Vollet Cunha, 2019

Alguns conceitos relevantes, conforme Figura 56, são:

- f_{ref} - refere-se ao campo de referência convencional, para o qual o coeficiente de calibração da câmara de ionização em termos de dose absorvida em água é fornecido pelo laboratório de calibração, e Q é a qualidade do feixe para f_{ref} .
- f_{msr} - refere-se ao campo de referência específico da máquina, e pode ser substituído pelo campo convencional, caso este seja possível no equipamento.
- f_{clin} - refere-se ao tamanho de campo clínico utilizado por um plano específico de tratamento, e Q_{clin} , refere-se à qualidade do feixe neste campo utilizado clinicamente. E o tamanho de campo equivalente é dado por s_{clin} , sendo este a resultante entre as componentes transversal e radial do feixe, conforme será discutido seção 9.2.3.

Para um feixe de qualidade, Q_{msr} , e campo de referência, f_{msr} , a dose absorvida em água, $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$, na profundidade de referência é dada por:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} \tag{9.1}$$

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \tag{9.2}$$

O fator $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$, refere-se à diferença em dose-resposta entre o campo de referência e o campo *msr* medido e é função da qualidade do feixe, apresentando valores diferentes para equipamentos com ou sem filtro aplainador. E os demais fatores, referem-se ao formalismo do TRS-398. Sendo, M_Q : leitura na profundidade de referência, z_{ref} , e energia Q corrigida para k_{TP} , k_{elec} , k_{pol} , k_s , fatores de correção relacionados a variações em temperatura e pressão, ao eletrômetro utilizado no momento da medida com relação aode calibração e a fatores de polarização e saturação da câmara; N_{D,w,Q_0} , coeficiente de calibração para a referência em energia Q_0 e k_{Q,Q_0} , o fator de correção relacionado a qualidade do feixe (IAEA; AAPM, 2017).

9.2.2 Dosimetria relativa

Em um feixe clínico de energia Q_{clin} e tamanho de campo clínico, f_{clin} , a dose absorvida em água, $D_{w,Q_{clin}}$, em um ponto de referência é dada por:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \tag{9.3}$$

Sendo $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$, o fator que converte a dose absorvida em água para o campo específico de referência da máquina, f_{msr} , para a dose absorvida no campo clínico, f_{clin} . Este fator é dado por:

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \tag{9.4}$$

Em que $\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}$, a razão entre as leituras do campo de referência específico pelo campo clínico, e, o fator de correção do fator *output* para campos colimados, e é dependente do tamanho de campo e do detector utilizado na medida. Ou seja, $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$, é o fator *output* definido no novo formalismo, e este dá-se pela razão entre as leituras do detector multiplicado por um fator de correção (IAEA; AAPM, 2017).

Se o fator *output* for determinado com o auxílio de um campo intermediário, f_{int} , utilizando dois detectores, por exemplo, uma câmara de ionização para os campos em que seja possível respeitar as condições para a realização das medidas, não sendo condições de referência (ou seja, o campo deve ser maior que o detector em pelo menos a distância de r_{LCPE}), e um diodo para os campos menores que f_{int} , limitando o efeito da dependência energética, o fator *output* será definido da seguinte maneira (AZANGWE, 2014):

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{cli}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{IC} \quad (9.5)$$

Todos os termos desta equação já foram definidos no texto desta seção.

9.2.3 Definição do tamanho de campo

Segundo o TRS-483, os fatores de correção de *output* para dosimetria relativa são especificados em função do parâmetro S_{clin} , ou seja, o tamanho de campo é definido como uma relação entre a largura à meia altura, FWHM (do inglês, *Full Width at Half Maximum*), dos perfis transversal e radial do feixe em uma determinada profundidade (IAEA; AAPM, 2017). Sendo assim, S_{clin} é dado por:

$$S_{clin} = \sqrt{FWHM(x) * FWHM(y)} \quad (9.6)$$

Esta definição é aplicável apenas para campos pequenos, uma vez que nesta condição os tamanhos de campo geométrico e radiativo não são correspondentes, como é notado em campos grandes. Quanto menor o tamanho de campo, devido à sobreposição da região de penumbra e a possível influência do ponto focal, o campo radiativo apresenta-se maior que o geométrico. Sendo assim, a recomendação da IAEA TRS-483 para definição do tamanho de campo é pela resultante de FWHM para os perfis do feixe (IAEA; AAPM, 2017).

Além disso, é válido ressaltar que para garantir a condição para o equilíbrio de partículas carregadas entre o tamanho de campo do feixe de irradiação e o detector utilizado, deve-se respeitar a relação entre o tamanho de campo, o alcance da partícula carregada e a maior dimensão do detector, conforme descrito na seção 8.1.

9.3 QA paciente específico

Mesmo que haja diversas técnicas de entrega de dose no paciente, com suas próprias vantagens e desvantagens, o equipamento emissor de radiação, utilizado no tratamento de uma SRS, deve ser capaz de entregar altas doses no alvo e baixas doses nos tecidos sadios do cérebro, com quedas acentuadas de dose de radiação após as margens do PTV. Planos de tratamento de múltiplas metástases, por exemplo, são relativamente complexos, porque os alvos estão, frequentemente, rodeados por OARs críticos, tais como tronco e estruturas óticas.

O uso de campos pequenos de radiação, associados à falta de equilíbrio eletrônico lateral e, entrega de altas doses, exige um alto desempenho de tal emissor e, conseqüentemente, uma alta precisão. Portanto, para avaliar um plano de SRS, é imprescindível que haja comparações quantitativas entre as distribuições de dose calculadas no SPT e as mensuradas por dispositivos detectores de radiação destinados para tal finalidade, após a entrega da dose pelo emissor de radiação.

O físico primeiramente determina um conjunto de condições de irradiação para que o plano de tratamento seja avaliado. Distribuições de doses medidas são obtidas para essas geometrias, e as distribuições de isodoses correspondentes são, posteriormente, exibidas ou impressas. Portanto, os dispositivos utilizados na detecção de radiação devem conseguir calcular e/ou exibir as distribuições

bidimensional e/ou tridimensionalmente, e permitir que os dados adquiridos possam ser convertidos em dose absoluta de radiação.

Alguns dos equipamentos utilizados para tal finalidade são os dispositivos planares e cilíndricos, cujos materiais de confecção são tecido-equivalente ou água-equivalente, e os detectores de radiação podem ser vários tipos de câmaras de ionização, diodos, gel depolímeros, distribuídos ao longo do dispositivo.

Para isso, imagens desses dispositivos são adquiridas em uma tomografia computacional, cuja tabela de Unidade de Hounsfield deve ser adquirida e usada na configuração do SPT utilizado para o planejamento. Assim, a distribuição de dose do plano utilizado no tratamento do paciente de SRS, é calculada na tomografia do dispositivo de CQ, comparâmetros idênticos.

A distribuição de dose também pode ser mensurada por filmes dosimétricos. Uma calibração prévia para cada filme (ou lote) é realizada para podermos relacionar a dose de radiação medida com a respectiva densidade ótica, medida através de um escaneamento do filme dosimétrico.

Métodos de avaliação quantitativa comparam diretamente os valores da distribuição de dose calculada e medida. Van Dyk *et al* (DYK *et al.*, 1993) descrevem os procedimentos de CQ dos planos de tratamento e subdivide as comparações de distribuição de dose em regiões de alto e de baixo gradiente de dose, cada um com critérios de aceitação diferentes. Em regiões de baixo gradiente, as doses são comparadas diretamente com uma tolerância de aceitação estabelecida na diferença entre as doses calculadas e medidas (para SRS normalmente menor que 2%). Uma distribuição da diferença de dose pode ser exibida, identificando as regiões onde a distribuição de dose calculada discorda com a medida.

Em regiões de gradiente de dose alta (assumindo que a extensão espacial da região é suficientemente grande), um pequeno erro espacial, seja no cálculo ou na medida, resulta em uma grande diferença de dose entre ambos. Diferenças de dose nessas regiões podem, portanto, ser relativamente sem importância, e o conceito de distribuição de Distância-de-Acordo (DTA) é usado para determinar a aceitabilidade do cálculo de dose.

O DTA é a distância entre um ponto da distribuição de dose medida e o ponto mais próximo na distribuição calculada que tenha a mesma dose. As avaliações da diferença de dose e DTA se complementam quando usadas para determinar a qualidade do cálculo da distribuição de dose.

Normalmente, os valores dos parâmetros usados para uma SRS são menores que 3% e 3 mm, pois, para o planejamento desses tratamentos, são utilizadas grades de cálculos menores que 1 mm, o que aumenta a quantidade de pontos de cálculos e conseqüentemente uma maior resolução na distribuição de dose. Para um planejamento ser aprovado para o tratamento, mais de 95% dos pontos analisados devem estar dentro dos parâmetros de diferença de dose e DTA utilizados.

9.3.1 Objetos Simuladores

A SRS requer um alto grau de precisão na localização do alvo e administração da dose e carrega o desafio intrínseco de minimizar a dose de radiação nos tecidos saudáveis ao redor do alvo do tratamento, enquanto maximiza a dose na área alvo. Pequenos erros podem resultar em subtratamento significativo de porções do volume do tumor e superdosagem de tecidos normais próximos. A fim de lidar com esta questão e otimizar a eficácia do tratamento, uma ferramenta fundamental se faz necessária - os objetos simuladores. Eles fornecem um meio de verificar todas as etapas necessárias de um sistema de planejamento de tratamento - desde diagnóstico por imagem com TC, RM e PET até a verificação do plano de tratamento.

Os objetos simuladores são representações físicas que simulam as propriedades e

comportamentos dos tecidos humanos quando expostos à radiação. Criados a partir de uma variedade de materiais que imitam desde os tecidos mais moles até os ossos, os objetos simuladores são fundamentais para a prática clínica da SRS, o desenvolvimento de novas tecnologias e a pesquisa em radioterapia.

Ao longo da história, o uso de objetos simuladores permitiu avanços significativos no planejamento de tratamentos e na precisão da entrega da radiação. Eles são o alicerce na calibração dos equipamentos de radioterapia, permitindo uma dose de radiação controlada e precisa. Além disso, os objetos simuladores desempenham um papel crucial na educação e treinamento dos profissionais de saúde, fornecendo uma maneira segura de praticar e aprender sem a necessidade de sujeitos humanos.

Os avanços na tecnologia e na ciência dos materiais tiveram um impacto significativo na evolução dos objetos simuladores. Materiais de alta tecnologia foram desenvolvidos para simular uma variedade de tecidos humanos, desde os ossos até os pulmões e o cérebro. Estes materiais não só simulam a densidade dos tecidos, mas também a sua resposta à radiação. Além disso, as técnicas modernas de fabricação permitiram a criação de objetos simuladores com estruturas internas complexas, como vasos sanguíneos e tumores, proporcionando uma representação mais realista da anatomia humana.

Os objetos simuladores também se beneficiaram dos avanços na imagem médica. Por exemplo, os objetos simuladores de imagem foram desenvolvidos para calibrar e validar técnicas de imagem, como a tomografia computadorizada (CT) e a ressonância magnética (RMN). Estes objetos simuladores contêm estruturas que simulam características específicas das imagens, como a densidade do tecido na TC ou a relaxação do spin e distorções nas imagens de RMN.

Ao longo do tempo, a evolução dos objetos simuladores reflete a evolução da radioterapia e da imagem médica. À medida que as técnicas de tratamento, tal como a SRS, e de imagem se tornaram mais complexas, os objetos simuladores também se tornaram mais complexos e realistas, como, por exemplo, os objetos simuladores antropomórficos. Os benefícios do uso de objetos simuladores antropomórficos são inegáveis. Eles permitem uma abordagem segura e eficaz para testar e otimizar técnicas de imagem e terapia sem a necessidade de expor pacientes a doses desnecessárias de radiação. Além disso, fornecem uma forma de realizar testes padronizados e replicáveis, essenciais para comparações entre diferentes estudos e métodos.

Ainda hoje, os objetos simuladores continuam a evoluir, com o desenvolvimento de objetos simuladores baseados em pacientes específicos e objetos simuladores para modalidades de imagem emergentes, como a tomografia por emissão de pósitrons (PET). É evidente que, à medida que avançamos no campo da radioterapia, os objetos simuladores continuarão a ser uma ferramenta indispensável para a prática clínica, o desenvolvimento tecnológico e a pesquisa. Entretanto, existe o desafio da obsolescência tecnológica. À medida que as técnicas de imagem e terapia evoluem, também deve evoluir a capacidade dos objetos simuladores de replicar com precisão as respostas do corpo humano. Isso significa que os objetos simuladores devem ser atualizados ou substituídos periodicamente, o que pode ser um processo demorado e caro.

9.3.1.1 Propriedades dos objetos simuladores

A escolha dos materiais é crucial para o realismo dos objetos simuladores, pois diferentes tecidos têm diferentes densidades e interagem de maneira diferente com a radiação. Para SRS, a dimensão dos materiais inseridos nos objetos simuladores também é um fator a ser ponderado, pois a técnica em si requer precisão submilimétrica.

Dependendo do nível de detalhe necessário, os materiais podem ser trabalhados para

replicar estruturas internas, como tumores, vasos sanguíneos ou cavidades do corpo. Isso é especialmente importante para os objetos simuladores usados no planejamento do tratamento de SRS, controle de qualidade dos tratamentos de SRS e na pesquisa, onde é necessário um alto nível de realismo. Além disso, os materiais também podem ser trabalhados para simular as propriedades dos tecidos à imagem, como a atenuação na TC ou a relaxação do spin na RM.

Para objetos simuladores mais complexos, muito utilizados em pesquisas, podem ser usadas técnicas como a impressão 3D ou a usinagem por controle numérico computadorizado (CNC). A impressão 3D permite a criação de objetos simuladores com estruturas internas complexas, enquanto a usinagem CNC permite a criação de objetos simuladores com uma alta precisão dimensional.

9.3.1.2 Objetos simuladores na Prática Clínica da SRS

Na prática clínica, os objetos simuladores desempenham um papel vital em várias aplicações, da calibração de equipamentos ao planejamento de tratamentos e pesquisa. Cada uma dessas aplicações tem suas próprias necessidades e requerimentos, que os objetos simuladores ajudam a satisfazer.

- **Calibração de Equipamentos**

Talvez o uso mais imediato e essencial de objetos simuladores seja na calibração e na verificação do desempenho de equipamentos de imagem e radioterápicos. O objetivo é garantir que a quantidade e a distribuição da radiação produzida pelo equipamento estejam dentro das especificações aceitáveis, além dos parâmetros de precisão exigidos pela técnica de SRS. Para tanto, testes E2E são realizados, os objetos simuladores são posicionados no feixe de radiação, e detectores de radiação são utilizados para medir a dose de radiação que os objetos simuladores recebem. Essas medidas podem ser comparadas com as previsões teóricas ou com padrões internacionais para verificar a precisão dos equipamentos e da entrega de dose. O uso de objetos simuladores para calibração é crítico para garantir que os pacientes recebam a dose correta de radiação durante os tratamentos de SRS.

- **Características dos objetos simuladores para SRS**

A SRS envolve altas frações de dose entregues a volumes de tratamento fortemente restritos, com queda acentuada de dose em direção a estruturas críticas. Há disponível no mercado atualmente diversas opções comerciais de objetos simuladores e detectores utilizados nas diversas etapas de um tratamento de SRS. Estes objetos simuladores podem ser inicialmente utilizados no comissionamento e validação da técnica de SRS, bem como servir posteriormente como um dispositivo para testes rotineiros de controle de qualidade pré-tratamento. É interessante que os objetos simuladores utilizados em SRS forneçam imagens antropomórficas e de alta definição para CQ de modalidades como RM, TC, kV e MV.

O objetivo do planejamento de SRS é determinar a melhor forma de entregar a dose prescrita de radiação ao tumor, minimizando a dose nos tecidos saudáveis circundantes.

Para alcançar isso, os físicos médicos utilizam sistemas de planejamento de tratamento que utilizam imagens médicas para simular a entrega da radiação. Ao simular e irradiar um objeto simulador com o mesmo plano de tratamento e comparar a dose medida com a dose simulada, é possível verificar a precisão das simulações de planejamento do tratamento de SRS.

É de grande valia o objeto simulador apresentar várias oportunidades dosimétricas, incluindo

inserções de filme 3D, medição de câmara de ionização e pontos para leituras com dosímetros do tipo OSLD (*Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*), por exemplo. Outra opção importante são objetos simuladores que consideram planejamentos de SRS de múltiplas metástases.

As características antropomórficas desejáveis nos objetos simuladores incluem cérebro, vértebras, cavidades sinusais, estrutura óssea cortical e trabecular, laringe, traqueia e cavidades orais.

O advento das plataformas de tratamento guiadas por RM apresenta desafios únicos para realizar o comissionamento inicial de novos sistemas e a rotina de controle de qualidade de ponta a ponta (E2E). Para esta técnica o fantoma deve ser moldado a partir de novos materiais específicos para que toda a anatomia dos tecidos moles seja visível na RM, fornecendo controle de qualidade SRS de ponta a ponta verdadeiramente abrangente em sistemas guiados por RM e de simulação por RM.

Alguns modelos específicos de objetos simuladores são projetados para avaliação de distorção de imagem de RM em planejamento de SRS. Também é uma ferramenta útil para verificar a fusão de imagens e os algoritmos de registro de imagens deformáveis usados em vários sistemas de planejamento de tratamento, como citado nos itens 3.4.1 e deste documento. O design antropomórfico equivalente ao tecido fornece as condições mais próximas de um cenário de imagem clínica. O objeto simulador pode ser visualizado usando raios-X, TC e RM. É interessante apresentar nestes casos boas imagens com todas as sequências de RM testadas até o momento, incluindo ponderações em T1, T2, 3D *Time of Flight*, MPRAGE e CISS.

A Tabela 17 abaixo exemplifica alguns modelos de objetos simuladores comerciais utilizados para testes em SRS:

Tabela 17. Exemplos de alguns modelos de objetos simuladores para SRS comercializados.

Modelos de objetos simuladores	Fabricante
MAX-HD 2.0 MR-Guided SRS QA	Standard Imaging
MAX-EI SRS QA	Standard Imaging
MAX-EA SRS-SGRT QA	Standard Imaging
Lucy 3D QA Phantom	Standard Imaging
Objeto simulador de distorção de RM para SRS - CIRS 603A	Sun Nuclear
3D Antropomorphic Skull 603A	Sun Nuclear
CIRS Stereotactic E2E Verification Phantom (STEEV) - Model 038	Sun Nuclear
RUBY head phantom	PTW
myQA SRS	IBA

• Pesquisa

Além disso, os objetos simuladores desempenham um papel importante na pesquisa clínica e translacional. Eles são usados em estudos de dosimetria para entender melhor a interação da radiação com diferentes tipos de tecidos. Também são utilizados no desenvolvimento e na validação de novas técnicas e tecnologias de radioterapia e imagem. Por exemplo, os objetos

simuladores são frequentemente usados para testar e otimizar novas técnicas de imagem, como o PET ou a imagem por ressonância magnética funcional (fMRI). Também são usados para testar novas técnicas de radioterapia, como a radioterapia modulada por intensidade (IMRT), a radioterapia guiada por imagem (IGRT) e sistemas de planejamento. Em todos esses casos, os objetos simuladores proporcionam uma maneira segura e controlada de validar novas metodologias de tratamento antes de serem aplicadas em pacientes.

• Novos Materiais e Tecnologias

A ciência dos materiais está continuamente avançando, com novos compostos e polímeros sendo desenvolvidos a um ritmo rápido. Isso pode levar à criação de novos materiais para objetos simuladores que são ainda melhores na imitação das propriedades dos tecidos humanos. Novos materiais também poderiam permitir a simulação de tecidos que até agora foram difíceis de replicar, como o tecido cerebral.

Além disso, as tecnologias de imagem e fabricação também estão progredindo rapidamente. A tecnologia de impressão 3D, por exemplo, tem o potencial de revolucionar a criação de objetos simuladores. Com a impressão 3D, os objetos simuladores podem ser criados com uma precisão sem precedentes, permitindo a simulação de estruturas anatômicas complexas e até mesmo a personalização de objetos simuladores para pacientes individuais.

9.4 Controle de Qualidade dos dispositivos de imagem

A prática da Radioterapia moderna envolve o uso de diversas modalidades de imagem, utilizadas em todas as etapas do processo, da simulação do planejamento do tratamento até a etapa de entrega da dose de radiação ao paciente.

As imagens de Tomografia Computadorizada (TC) são, de maneira geral, utilizadas como modalidade primária nos procedimentos de radioterapia. Por possuírem boa fidelidade geométrica, são utilizadas para a determinação do modelo virtual do paciente no sistema de planejamento.

Imagens de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) possuem melhor contraste entre os tecidos moles, úteis na delimitação do alvo ou de outros OAR adjacentes, durante o processo de delineamento. No entanto, a distorção geométrica causada por inhomogeneidades no campo magnético dos equipamentos, necessita ser controlada para garantir uma geometria fidedigna.

As incertezas geométricas associadas a esses conjuntos dosimétricos e/ou a qualidade inapropriada das imagens adquiridas podem introduzir erros não desprezíveis ao processo. Além disso, de maneira geral, os erros originados no processo de aquisição das imagens são propagados para todas as etapas do processo do tratamento, tornando o Controle de Qualidade (CQ) dos sistemas de imagens parte essencial de um Programa de Garantia da Qualidade (PGQ), especialmente para os casos de SRS.

9.4.1 CQ para imagens de Tomografia Computadorizada

Conforme o relatório nº 66 do grupo de trabalho da AAPM (MUTIC *et al.*, 2003), os objetivos de um PGQ em um CT-simulador envolvem desde aspectos relacionados à segurança dos pacientes, acompanhantes e equipe de trabalho, até à exatidão geométrica das imagens. Uma descrição detalhada de como executar alguns dos testes apresentados no relatório da AAPM foi realizada por Furnari e colaboradores (FURNARI *et al.*, 2021).

A Tabela 18 apresenta os principais testes recomendados na literatura, bem como a periodicidade de execução e tolerâncias permitidas para um CT simulador.

Tabela 18. Resumo dos testes de CQ para CT simulador.

Parâmetro	Periodicidade	Tolerância
Exatidão do número CT	diário, para a água	0-5 HU para a água
	mensal, para 4-5 materiais diferentes	-
	anual, objeto simulador com diversos <i>inserts</i>	-
Ruído da imagem	diário	Especificações do fabricante e comparação com imagem de referência
Resolução espacial no plano de aquisição	diário, nas direções x e y	1 mm

Fonte: Adaptado de AAPM TG-66 (Mutic, 2003).

Um PGQ mais abrangente deve envolver outros aspectos, como uniformidade da imagem, alinhamento dos lasers com o plano de aquisição, nivelamento da mesa, transferência adequada dos dados. Minimamente, por sua própria definição, os testes relacionados à precisão geométrica da imagem devem ser criteriosamente estabelecidos e realizados com periodicidade adequada quando a técnica de SRS estiver disponível. Em seu documento no. 25, a Comissão Holandesa de Radioterapia (*Nederlandse Commissie voor Stralings- dosimetrie* - (KAMER *et al.*, 2015) ressalta a importância do teste de precisão geométrica tridimensional da imagem, estabelecendo um valor inferior ao tamanho do pixel (< 1 mm) entre a dimensão real de um objeto e a dimensão da imagem de tal objeto.

9.4.2 CQ para imagens de Ressonância Magnética

Pela característica das imagens, estudos de Ressonância Magnética são utilizados quase que na totalidade dos planejamentos de SRS. No entanto, as distorções espaciais inerentes desse tipo de imagem devem ser reduzidas ou quantificadas sempre que se faz uso desta modalidade para determinação dos alvos e/ou OAR de SRS. Atualmente, existem softwares que conseguem corrigir total ou parcialmente as discrepâncias geométricas das imagens de RM, mas ainda é necessário que a incerteza geométrica seja quantificada para serem utilizadas estratégias que possam mitigar a possibilidade de erro geográfico em um tratamento de SRS.

Seibert e colaboradores (SEIBERT *et al.*, 2016) avaliaram o impacto de imagens de RM não corrigidas em casos clínicos de SRS craniana e identificaram desvios mediano em máximo de 1,2 mm e 3,9 mm nas posições dos alvos, respectivamente. Tais resultados levaram os autores a recomendarem o amplo uso dos métodos de correção para distorções geométricas nos casos de SRS.

Para as instalações que dispõem de um equipamento de RM dedicado para aquisição das imagens de SRS, a distorção intrínseca do sistema pode ser medida através de um objeto com estruturas em forma de grade, permitindo observar quaisquer distorções na representação do gradil do objeto simulador em todas as direções da imagem, como na Figura (57). O teste deve ser realizado para todas as sequências utilizadas clinicamente. Observando-se distorções não desprezíveis, as sequências de aquisição podem ser ajustadas para reduzir tais distorções. Além disso, testes periódicos devem ser executados para garantir o desempenho correto do equipamento de imagem ao longo do tempo de utilização clínica.

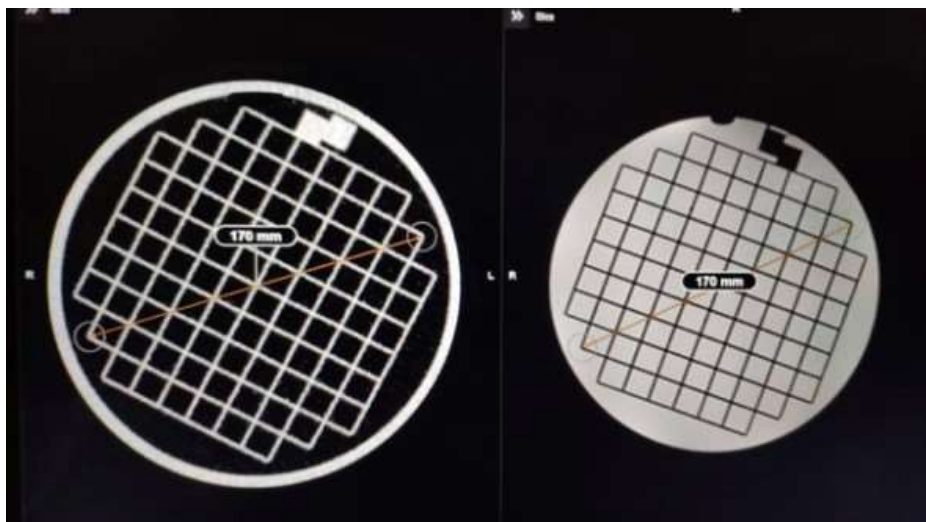


Figura 57. Imagens de CT e RM de um objeto simulador contendo uma estrutura em grade interna. Distorções na grade e diferenças em distâncias conhecidas podem ser identificadas e reduzidas através de ajuste de protocolo de aquisição, bem como de filtros de redução de distorção.

Apenas os testes em objetos simuladores, no entanto, podem não ser suficientes para garantir que as imagens de RM de um determinado equipamento obedecem a padrões rigorosos de exatidão geométrica. Segundo o NCS 25 (KAMER *et al.*, 2015), outros aspectos devem ser observados na prática clínica, tais como:

- Utilizar a sequência apropriada para cada indicação e região anatômica;
- Atentar-se para outras fontes de distorção geométrica, como válvulas ou componentes químicos que perturbem o campo magnético;
- Aplicar as correções de distorções fornecidas pelo fabricante do equipamento, após a validação do método;
- Estar atento para as aquisições de RM oblíquas, uma vez que elas podem ser incorretamente reamostradas após o registro com a CT não oblíqua;
- Utilizar, sempre que possível, resoluções espaciais iguais para a CT e RM;
- utilizar as melhores resoluções, nas 3 dimensões, sempre que possível;
- Manter um relacionamento próximo e boa comunicação com o departamento de imagem; a necessidade de exatidão geométrica para a Radioterapia nem sempre é óbvia para o *staff* destes departamentos.

9.5 Controle de Qualidade dos Sistemas de IGRT

9.5.1 Introdução

Com o escalonamento de dose para alguns tratamentos, como radiocirurgia intra-craniana, a exatidão dos isocentros mecânico e de radiação é fundamental. Para esses tratamentos é comum o uso de incidências não coplanares para se obter uma melhor distribuição de dose (vantagem dosimétrica). Assim, a rotação precisa da mesa, colimadore gantry em torno do isocentro de radiação do Sistema de Entrega de Dose (SED) é um elemento importante. Consequentemente, existe a necessidade de um método preciso e eficiente para se avaliar quantitativamente a coincidência entre esses isocentros. Para os equipamentos que não dispõem de um sistema para IGRT, seja *fixed to system* ou *room based*, o teste de *Winston-Lutz* (WL) (1988) tornou-se o padrão para medições de precisão para essa análise quantitativa.

Para equipamentos que dispõem de sistemas para IGRT, além do teste de *Winston-Lutz*, são realizados testes de controle da qualidade e calibração mecânica x radiação desses sistemas (ZHANG *et al.*, 2015).

Para uma correta utilização de qualquer recurso para IGRT (*softwares/hardwares*), recomenda-se desenvolver um programa abrangente de garantia da qualidade (GQ) para manter e monitorar as características de desempenho do(s) sistema(s) (CHANG *et al.*, 2012). Dois são os cenários nos quais se caracteriza a implementação de IGRT:

- (i) unidade de tratamento nova com recursos para IGRT; ou
- (ii) *upgrade* de uma unidade de tratamento.

Para ambos os cenários, o objetivo é: apresentar informações técnicas relacionadas a um programa de GQ para sistemas de IGRT com feixes de radiação ionizante. Para ser seguro e eficaz, a caracterização e o comissionamento do(s) equipamento(s) devem ser feitos no contexto dos seus requisitos (KARELLAS; THOMADSEN, 2017).

Os equipamentos, no contexto deste capítulo, possibilitam aquisição de uma ou mais modalidades de imagens, como: imagem estereoscópica (Exactrac), imagens 2D (kV) e tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) (CHANG *et al.*, 2012). A avaliação das informações e imagens, obtidas com esses sistemas, deve ser feita considerando seus valores de referência (*Baseline*) e imagens de referência (31, 2016), (BISSONNETTE *et al.*, 2012).

Considerando a possibilidade de aquisição de imagens em três momentos distintos, antes, durante e depois da irradiação, para verificação geométrica (erros de *setup*), pode-se considerar que existem duas áreas distintas: (KIRBY; CALDER, 2019)

- (i) garantia da qualidade para os **aspectos técnicos** do equipamento e;
- (ii) garantia da qualidade para **uso clínico** do equipamento.

Sob a ótica dos aspectos técnicos, em termos de IGRT, um erro de tratamento pode ser definido como qualquer desvio na administração do tratamento em relação ao planejado/preendido (GOYAL; KATARIA, 2014), (HERK, 2004). Considerando essa interpretação, um erro de *setup* pode ser considerado como uma discrepância entre a posição durante o tratamento e a posição estabelecida na etapa de planejamento em um sistema de planejamento computadorizado (TPS). Assim, se for possível identificar as fontes desses erros, os mesmos podem ser mensurados e corrigidos.

Em IGRT, duas são as categorias utilizadas para classificar os erros de *setup*: erros sistemáticos e erros randômicos. Saber classificar esses erros é fundamental para se estabelecer uma metodologia adequada, bem como escolher o(s) equipamento(s) para corrigi-los. Para corroborar essa consideração, vale a afirmativa feita por van Herk (2004): um erro randômico

causará um efeito aleatório na distribuição da dose ao redor do volume alvo, enquanto um erro sistemático causa um deslocamento geométrico na dose acumulada.

Portanto, com base nessas informações é possível afirmar que o uso de imagens em radiocirurgia intracraniana é basilar e, sua aplicação na etapa de tratamento, deve contemplar metodologias que permitam realizar verificações indispensáveis para o correto tratamento (MURPHY *et al.*, 2007).

9.5.2 Implementação da IGRT

A implementação da IGRT consiste em várias etapas e treinamentos das equipes de radioterapia para uma correta aplicação e avaliação dos recursos de *softwares* e *hardwares* (MCCULLOUGH *et al.*, 2021). Em cada uma dessas etapas constitui um instante qualificado da sua aplicação; qualquer uma de suas partes é de extrema relevância, fundamental e, por conseguinte, necessária, da extensão da IGRT. Portanto, segundo a IAEA (*International Atomic Energy Agency*), por meio do documento *Introduction of image guided radiotherapy into clinical practice* - (IAEA, 2019), as etapas e seus respectivos responsáveis estão representados na tabela 19:

Tabela 19. Etapas e equipes para implementação de IGRT para radiocirurgia intracraniana.

ETAPAS	EQUIPES
Estabelecer o comitê para implementação	FM; MR; Téc./Tecg.; D
Especificação e aquisição de equipamentos	FM; MR; Téc./Tecg.; D
Testes de instalação e aceite do(s) equipamento(s)	FM; Eng.
Comissionamento	FM; Eng.
Obtenção dos valores de referência (<i>Baseline</i>)	FM; MR; Téc./Tecg.; D
Parametrização dos protocolos e diretrizes de aquisição de imagens	FM; MR; Téc./Tecg.; D

Obs.: FM (*Físico Médico*); MR (*Médico Radioncologista*); D (*Dosimetrista*); Téc./Tecg. (*Técnico/Tecnólogo*); Eng. (*Engenheiro da empresa fabricante do equipamento*).

Para implementar a IGRT é de suma importância que se estabeleça uma infraestrutura contemplando equipamentos e processos. Em outras palavras, recomenda-se que as etapas abaixo estejam estabelecidas: (KLEIN *et al.*, 2009b)

- (i) equipe multiprofissional responsável pelas atividades de IGRT;
- (ii) programa de garantia da qualidade, com testes de controle da qualidade para todos os sistemas de IGRT com suas respectivas periodicidades;
- (iii) treinamento específico sobre equipamentos e processos para todos os colaboradores que trabalham com sistemas de IGRT;
- (iv) testes *end-to-end* (E2E) para todos os sistemas de IGRT (da simulação à entrega da dose);
- (v) documentação e procedimentos específicos do processo para IGRT;
- (vi) definir o responsável pela aprovação das imagens de IGRT;
- (vii) mecanismo de relatório para IGRT.

9.5.3 Programa de garantia da qualidade em IGRT

Esse programa consiste em um conjunto de informações que caracterizam os testes de controle da qualidade, sob os aspectos de segurança/funcionalidade, mecânicos, geométricos/dosimétricos e qualidade da imagem, utilizando equipamentos/objetos simuladores específicos. Portanto, os resultados obtidos devem proporcionar um entendimento dos fatores que influenciam a qualidade das medições de maneira que procedimentos incorretos de IGRT possam ser evitados.

Realizar os testes de controle da qualidade significa considerar o *setup* e as metodologias de execução, bem como a avaliação dos resultados. Nessas considerações, torna-se muito importante utilizar equipamentos/objetos simuladores específicos e validados, que possibilitam a obtenção de resultados confiáveis dos parâmetros a serem avaliados. Assim, os resultados obtidos podem ser avaliados considerando os critérios de tolerância. De acordo com o documento IAEA – HHR nº 31, uma definição de tolerância é: a faixa de aceitabilidade além da qual a ação corretiva é necessária. Portanto, os valores de tolerância a serem adotadas depende do sítio anatômico a ser tratado, bem como do protocolo de tratamento.

No que tange aos valores de referência, alguns são obtidos durante os testes de aceitação e comissionamento, com os quais se define uma linha base (*Baseline*) para futuras medições. Esses valores são utilizados para verificar a constância do desempenho do(s) sistema(s) (equipamento(s)), bem como para avaliar se o equipamento é mecanicamente funcional e opera dentro das tolerâncias de valores absolutos especificados (KLEIN *et al.*, 2009a).

Com o objetivo de melhor caracterizar o *setup* e essas metodologias, as referências abaixo somadas podem auxiliar na elaboração de um protocolo institucional para consolidar a implementação de IGRT com seu respectivo programa de GQ (LUTZ; WINSTON; MALEKI, 1998), (HERMAN *et al.*, 2001), (PODGORSK, 2005), (BORTFELD *et al.*, 2005), (YOO *et al.*, 2006), (MEYER; HINKELBEIN, 2007), (GUCKENGERGER *et al.*, 2007), (MURPHY *et al.*, 2007), (KLEIN *et al.*, 2009b), (STANLEY *et al.*, 2010a), (DIETRICH *et al.*, 2011), (BISSONNETTE *et al.*, 2012), (ARP; CARL, 2012), (CHANG *et al.*, 2012), (ZHANG *et al.*, 2015), (31, 2016), (HALVORSEN *et al.*, 2017a), (FAN *et al.*, 2018), (IAEA - HHR 16, 2019), (SCHMITT *et al.*, 2020b), (MCCULLOUGH *et al.*, 2021) (FURNARI *et al.*, 2021), (MCNAIR; FRANKS; HERK, 2021), (AGAZIRYAN *et al.*, 2021).

Informação adicional 1: neste capítulo não será contemplado o sistema de IGRT room based instalado sobre trilhos.

Informação adicional 2: alguns sistemas de IGRT room based são instalados de forma conjugada com um sistema de reflexão de luz infravermelho. Desta forma, neste capítulo também será contemplado o teste de controle da qualidade para esse sistema.

9.5.4 Testes de segurança e funcionalidade

9.5.4.1 Inspeção visual

Alguns sistemas de IGRT possuem componentes que se integram por *hardware*, cujos movimentos mecânicos de alguns desses componentes são independentes. Verificar a integridade desses componentes é item de segurança, tendo em vista que: dano(s) em um ou mais componente(s) pode implicar em uma condição inadequada de integração.

9.5.4.2 Posição do tubo de raios-X (Imagens kV)

A correta posição do tubo de raios-X (kV) implica na precisão da projeção do eixo central do feixe de radiação (kV) sobre o painel detector. Esse teste consiste em verificar se

o sistema (*software*) reconhece a posição do tubo de raios-X para exposição.

Informação adicional 3: *esse teste só se aplica para os sistemas de IGRT com feixes kV do tipo fixed to system.*

9.5.4.3 Warm-up (kV)

O aquecimento do tubo é recomendado para evitar falhas prévias do tubo de raios-X, bem como para assegurar que o sistema alcance a estabilidade. Esse parâmetro deve ser considerado, pois uma exposição sem considerar o tempo de aquecimento do tubo pode inferir valores dosimétricos errados.

Informação adicional 5: *esse teste caracteriza uma avaliação indireta dos parâmetros que caracteriza a qualidade do feixe de raios-X. O teste específico para avaliar a qualidade do feixe é realizado durante uma das manutenções preventivas realizadas no SED.*

9.5.4.4 Sinalização luminosa

Verificar o correto funcionamento da(s) lâmpada(s) que caracteriza(m): feixe de radiação ligado e feixe de radiação desligado.

Informação adicional 6: *alguns sistemas para aquisição de imagens kV permitem a aquisição das imagens com a porta da sala aberta, a depender da configuração feita pelo usuário.*

9.5.4.5 Sensor de colisão

Conforme descrito na introdução deste capítulo, procedimentos de radiocirurgia intracraniana podem conter incidências não coplanares. Com essas incidências, a depender das posições de gantry e mesa, pode haver uma maior probabilidade de colisão entre os componentes do SED e/ou do sistema de IGRT. Portanto, este teste consiste em verificar se os sensores de colisão, dos componentes do(s) sistema(s)

, estão funcionando mediante um contato mecânico nesses componentes. A funcionalidade desses sensores caracteriza-se por:

- Sinal sonoro
- Interrupção dos movimentos de mesa e gantry

Informação adicional 7: *em alguns sistemas há também um sinal luminoso com o acionamento do sensor de colisão.*

9.5.5 Testes para avaliação de parâmetros geométricos/radiação

As características das imagens para IGRT está sujeita à precisão dos dados adquiridos e, até certo ponto, dos algoritmos de pós-processamento. O sucesso nas etapas que caracterizam a avaliação dessas imagens, requer a implementação de testes de controle da qualidade que contemplem aspectos geométricos/radiação (DAS *et al.*, 2010).

Os testes mais críticos, para procedimentos de radiocirurgia intracraniana, são aqueles que avaliam a precisão geométrica do sistema de IGRT. As razões para essa afirmativa são:

- (i) dimensões do(s) volume(s) alvo;
- (ii) geometria de irradiação;
- (iii) *falloff* de dose;
- (iv) distância do isocentro até o centro de massa dos volumes alvo (tratamentos de múltiplos alvos com isocentro único).

Informação adicional 8: a referência para a avaliação dessa precisão é o iso-centro de radiação do SED, cuja localização deve ser conhecida e identificada de forma independente.

Durante os testes de aceite e comissionamento de um sistema de IGRT, deve-se verificar se os movimentos translacionais dos componentes móveis são reprodutíveis espacialmente; verificar se o plano (Imagem 2D) ou espaço R^3 (Imagem 3D), obtido com esses sistemas está relacionado com precisão à geometria do feixe de radiação e ao isocentro de radiação do SED. Para os sistemas de aquisição de imagens 2D kV, esses testes são implementados para: (YOO *et al.*, 2006)

- (i) avaliar a exatidão e estabilidade de dispositivos mecânicos de *hardware*;
- (ii) alinhamento correto do eixo central do feixe de radiação do sistema de IGRT com os isocentros de radiação e mecânico do SED;
- (iii) avaliar algumas das funções de *software*.

Para uma melhor interpretação desses testes é importante reforçar que a instalação desses sistemas deve ser feita de forma que: a intersecção dos eixos centrais dos sistemas de imagens seja um ponto (isocentro de radiação do SED) (configuração ideal) ou, que os mesmos incidam sobre uma esfera com diâmetro de 1 mm, cujo centro é o isocentro de radiação do SED 58.

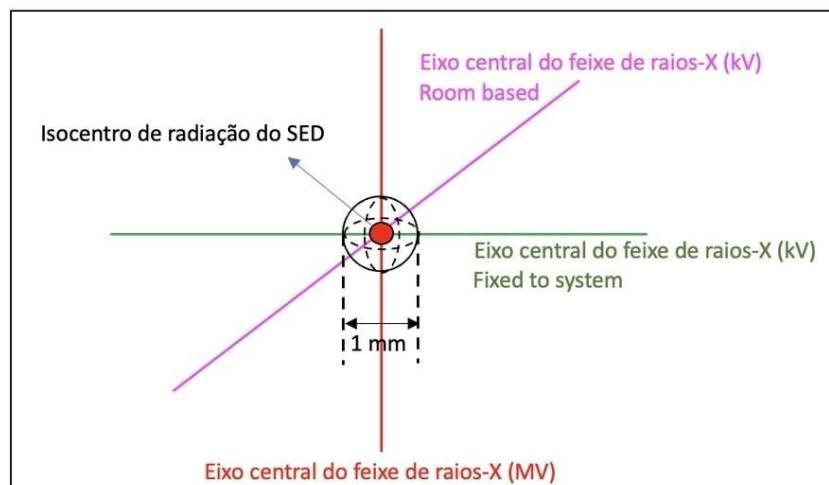


Figura 58. Projeção dos eixos centrais dos sistemas de IGRT room based e fixed to system.

9.5.5.1 Sistema de aquisição de imagens 2D (kV) – Fixed to system

A calibração geométrica de sistemas instalados no SED (*fixed to system*) deve garantir:

- (i) a distância da fonte ao detector em posições pré-programadas, quando aplicável, seja estável e reprodutível;
- (ii) a projeção do eixo central do feixe em cada posição do gantry corresponda ao mesmo ponto (pixel do painel de imagem) em todos os ângulos de gantry.

Como esses sistemas são compostos de componentes retráteis, qualquer possível efeito resultante do movimento do painel formador de imagem deve ser avaliado. Esse movimento em relação ao eixo central do feixe de tratamento, com o giro do gantry, deve ser minimizado se não for eliminado por *hardware* e ser reprodutível, para poder ser corrigido usando *software*.

9.5.5.2 Posição do painel detector

A depender do sistema, o painel detector pode realizar movimentos em duas ou três direções. Verificar a precisão no posicionamento do painel detector é importante para: magnificação da

imagem; indexação das coordenadas (lateral e longitudinal) da projeção do isocentro de radiação, do SED, na imagem considerando a posição do painel. No que tange à distância vertical, nos sistemas com movimento nessa direção, a mesma é mensurada considerando um eixo, ortogonal ao plano da superfície do painel detector, que intercepta o isocentro de radiação do SED. Os valores corretos dessas distâncias, denominados valores de referência, são encontrados nos manuais de cada sistema.

Informação adicional 9: a depender do sistema, as coordenadas da projeção do isocentro de radiação (SED) são definidas considerando as bordas do campo baseando-se na imagem de referência.

Informação adicional 10: esse teste também caracteriza a linearidade nos deslocamentos do painel detector, sobretudo para os sistemas que utilizam as coordenadas do portal detector para: reconstruir a imagem no plano do isocentro; reposicionamento do retículo central.

9.5.5.3 Alinhamento do centro da imagem com a projeção do isocentro no painel detector

Os painéis de imagem possuem um centro geométrico (centro do painel), sobre o qual, em condições ideais, deve ser projetado o isocentro de radiação do SED. Considerando essa correlação entre dois pontos, faz-se necessário verificar o centro da imagem para diferentes posições de gantry. Uma metodologia comum para essa verificação consiste em: utilizar um objeto simulador ou objeto que contenha um marcador radiopaco em seu centro e possibilite o seu alinhamento com *cross-hair* do sistema de colimação e lasers da sala.

Informação adicional 11: essa verificação deve ser feita nas direções X e Y do painel.

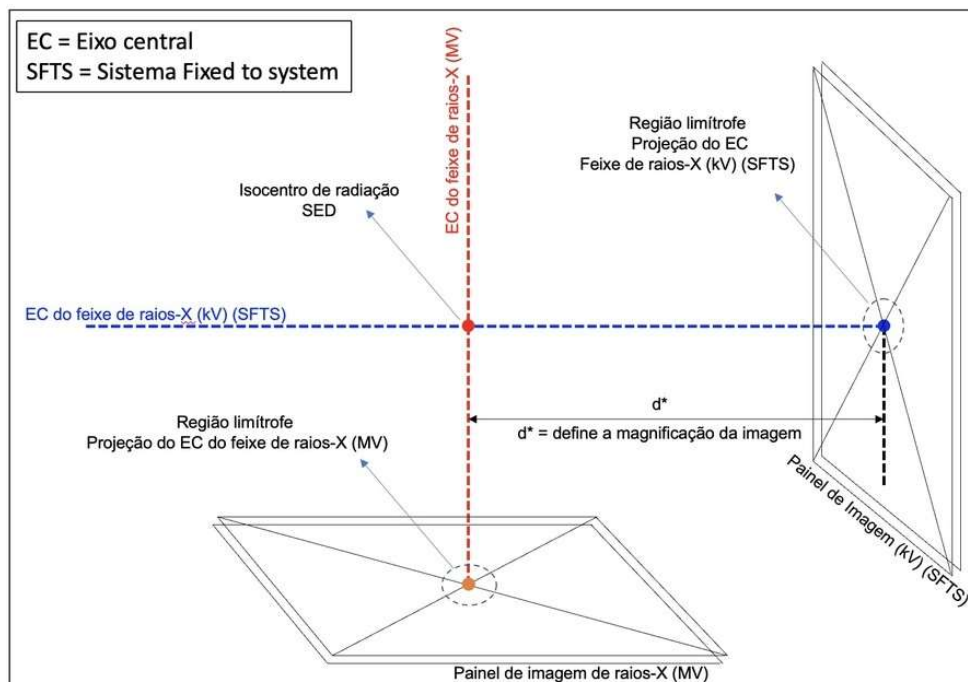


Figura 59. Parâmetros para interpretação do alinhamento do centro da imagem com a projeção do eixo central do feixe de radiação. Fonte: autor.

9.5.5.4 Coincidência entre coordenadas (isocentros) – Imagens 2D kV

Para realizar esse teste, há diferentes metodologias, a depender do tipo de sistema (*fixed to system* ou *room based*). No entanto, todas consistem no uso de um objeto que contenha uma esfera ou um fiducial (ex.: *ball-bearing*, *Winston Lutz pointer* . . .), que será alinhada(o) com o isocentro de radiação do SED. As imagens planares kV são então obtidas nos ângulos cardeais do gantry. As distâncias entre os centros (X,Y) da imagem digital correspondente e a projeção do isocentro são medidas e definidas como as discrepâncias da coincidência.

Informação adicional 12: a magnitude (*d*) do vetor deslocamento é definida como sendo:

$$d = [(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2]^{1/2}$$

9.5.5.5 Posicionamento/reposicionamento (Imagens kV)

A precisão de posicionamento/reposicionamento é crítica para a entrega precisa de dose em tratamentos. Um objeto simulador com pequenos alvos radiopacos incorporados, como por exemplo objeto simulador cúbicos (ex.: *Penta-Guide Phantom*, *ISO Cube* . . .), pode ser usado para realizar o teste. Esse teste consiste em:

- (i) alinhamento de um objeto simulador, com pequenos alvos radiopacos incorporados, sobre a mesa com a posição alvo pré-definida no isocentro;
- (ii) o objeto simulador é deslocado da posição alvo por deslocamentos conhecidos (pré-definidos) ao longo de três direções translacionais;
- (iii) aquisição de uma imagem e o objeto simulador é deslocado de volta para a posição de destino com base na correspondência de imagem.

9.5.5.6 Precisão da escala

O teste pode ser realizado colocando um instrumento de calibração ou um dispositivo alternativo adequado em uma posição clínica padrão (por exemplo, no plano do isocentro). O instrumento/dispositivo deve ter pequenos marcadores radiopacos, dispostos da seguinte forma: um marcador é colocado no centro e os outros marcadores são colocados em regiões periféricas do marcador central com uma distância conhecida de forma ortogonal. Na prática, o instrumento/dispositivo é primeiro colocado na posição clínica padrão com o marcador central alinhado sob o eixo central do feixe de radiação do SED. Um par de imagens kV é então obtido. A distância entre o marcador central e os marcadores periféricos pode ser mensurada e comparada com a distância conhecida.

9.5.6 Sistema de aquisição de imagens 2D (kV) – Room based

9.5.6.1 Sistema Exactrac (ET)

A instalação desse sistema caracteriza uma geometria, cujos feixes de radiação são oblíquos em relação ao plano (X,Y) do isocentro de radiação do SED e seus eixos centrais ortogonais aos planos dos seus respectivos painéis de imagem. Essa geometria, composta pelos planos das imagens, feixes óticos do sistema de IR e o isocentro de radiação do SED define uma geometria epipolar que permite uma correlação entre pontos. Essa configuração espacial requer, portanto, uma calibração para:

- (i) estabelecer uma relação espacial entre os feixes de raios-X e o painel da imagem;
- (ii) estabelecer uma relação espacial entre o isocentro de radiação do SED e o eixo central do feixe de raios-X (kV).

Com essa característica, a calibração geométrica/radiação (calibração do isocentro), deve ser feita para estabelecer uma correlação entre as coordenadas cartesianas identificadas por cada sistema. Assim sendo, podemos interpretar a calibração desses sistemas de IGRT, em duas etapas:

- (i) calibração do isocentro mecânico do SED com sistema de reflexão por infravermelho e
- (ii) calibração do sistema raios-X (isocentro e imagem).

9.5.6.2 Verificação das calibrações

A verificação dessa(s) calibração(ões) consiste em avaliar a correlação entre a posição do pixel (projeção do isocentro do SED sobre a matriz do painel da imagem), com a posição nominal deste pixel.

9.5.6.2.1 Calibração do isocentro

A verificação dessa calibração consiste em correlacionar as coordenadas do SED com a origem (X,Y,Z) do sistema de IR. Neste teste, um objeto simulador específico (ET *Isocenter Phantom*) é colocado sobre a mesa e, utilizando as informações mostradas no monitor *in room* do sistema ET, deve-se:

- (i) verificar se as esferas refletoras de IR foram identificadas pelo *software* do sistema ET;
- (ii) realizar os deslocamentos translacionais;
- (iii) realizar o movimento de rotação da mesa (Yaw);
- (iv) verificar se a projeção dos lasers coincide com as marcações do objeto simulador.

Informação adicional 13: recomenda-se realizar esse teste antes da verificação da calibração do sistema de raios-X.

9.5.6.2.2 Calibração do sistema de raios-X

A verificação dessa calibração consiste em correlacionar as coordenadas do SED com o sistema de raios-X. Após o teste descrito no item 9.5.6.2.1, deve-se adquirir imagens com os dois tubos utilizando um *preset* específico para essa aquisição e:

- (i) avaliar a fusão entre as imagens obtidas com as imagens de referência;
- (ii) verificar se o centro da esfera (interna) do objeto simulador foi detectado corretamente.

A correta detecção do centro da esfera caracteriza-se por uma avaliação independente em cada uma das direções (X,Y,Z) de translação.

9.5.6.3 Verificação da posição do isocentro

No que tange à calibração do sistema de raios-X, define-se nessa etapa, a projeção do isocentro de radiação do SED sobre o painel formador de imagem. Para uma correta definição desse ponto, utiliza-se um objeto simulador específico denominado *Winston Lutz Pointer*. Com a imagem obtida desse *pointer* define-se sobre o painel a projeção do isocentro do SED (X_0, Y_0, Z_0) 60. A verificação da posição do isocentro consiste em verificar a magnitude dos segmentos nos eixos X, Y e Z. Como exemplo, os segmentos nos eixos X e Y estão ilustrados na 60.

Informação adicional 14: a magnitude de cada um dos segmentos é calculada pelo próprio *software* do sistema ET.

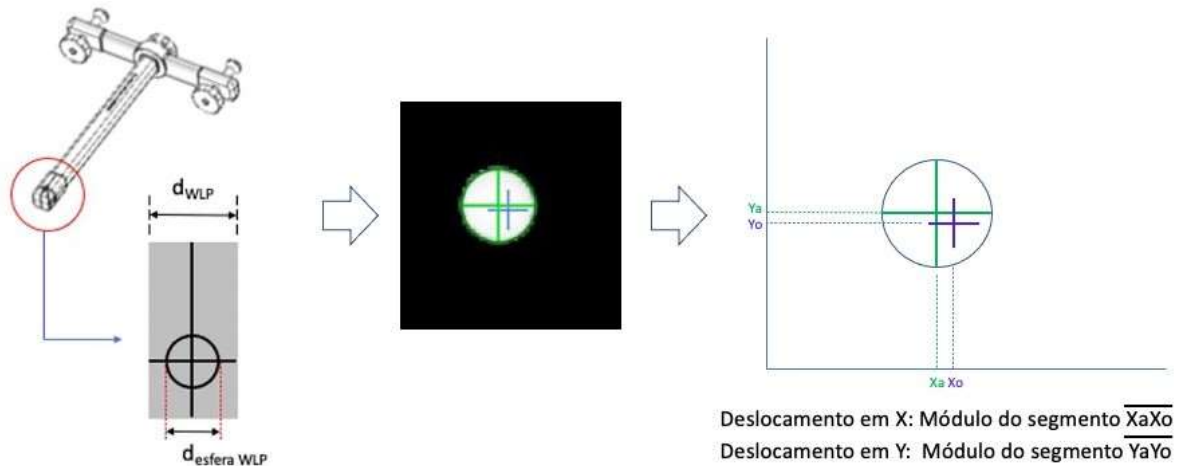


Figura 60. Avaliação da coincidência entre os isocentros de imagem e tratamento para o sistema Exactrac. Fonte: autor.

O vetor resultante considerando as três direções translacionais (X,Y,Z) pode ser obtido com a equação abaixo:

$$d = [(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2]^{1/2}$$

Esse vetor resultante caracteriza a distância entre o isocentro de radiação do SED e o eixo central do feixe de radiação kV.

9.5.6.4 Recalibração dos pixels do painel formador de imagem

A aquisição das imagens para esse fim deve ser feita de tal forma que: nenhum objeto esteja na direção do feixe de raios-X, o que implicará na aquisição de uma imagem branca. O processo de correção da imagem é realizado pelo *software* que:

- (i) detecta os pixels com defeito;
- (ii) faz uma interpolação entre os pixels adjacentes ao pixel com defeito;
- (iii) define o *offset* e ganho da imagem para corrigir e equalizar a sensibilidade decada pixel.

Informação adicional 15: esse teste é realizado pela equipe de engenharia da empresa fabricante.

9.5.7 Sistema de aquisição de imagens volumétricas (CBCT)

As imagens de CBCT normalmente usam técnicas de reconstrução de retroprojeção filtrada (FBP – *Filtered Backprojection*). Os resultados das imagens com esse método são satisfatórios, pois à medida que aumenta o número de projeções se obtém uma imagem reconstruída mais fiel. Essa imagem possibilita uma visualização adequada dos diferentes tecidos podendo ser comparada com a TC de planejamento. Para que a qualidade dessas imagens se mantenha adequada e consistente, faz-se necessário uma avaliação adequada da consistência e a adequação das métricas de qualidade de imagem.

Não menos importante, nesse programa também deve conter testes para avaliar parâmetros sobre aspectos dosimétricos, geométricos, mecânicos e de segurança (TANEJA *et al.*, 2020). Conforme as diretrizes do documento **AAPM TG-142**, as métricas/parâmetros de qualidade de imagem para imagens CBCT realizadas mensalmente incluem: distorção geométrica, resolução espacial, contraste, constância HU, uniformidade e ruído. Para uma correta avaliação dessas métricas/parâmetros, recomenda-se os valores de referência, aqueles obtidos durante os testes de

aceite e comissionamento, que definem uma tolerância de “linha de base”. No que tange às questões dosimétricas, geométricas, mecânicas e de segurança, na literatura encontram-se tolerâncias específicas para equipamentos utilizados para radiocirurgia intracraniana.

Obs.: além das referências na literatura, os fabricantes de aceleradores lineares fornecem especificações para a qualidade de imagem de suas varreduras de CBCT que devem ser atendidas por sistemas de IGRT (TANEJA et al., 2020).

9.5.7.1 Calibração geométrica (Teste *flexmap*)

Para otimizar a qualidade da imagem do feixe cônico, levando a uma melhor congruência com a imagem de CBCT, é crucial que o eixo rotacional do sistema de IGRT seja estável e coaxial ao eixo rotacional do gantry (TSAI; MICALY; MIYAMOTO, 2012).

Nesses sistemas, para a sua calibração geométrica, faz-se necessário um teste que verifique: a correlação entre a projeção do isocentro de radiação do SED na imagem kV e o ângulo do gantry.

Durante o processo de aquisição de imagem, pode haver movimentos (milimétricos), tanto do painel detector (formador de imagem) quanto da fonte de raios-X. Esses possíveis movimentos inferem um deslocamento da projeção do isocentro MV na imagem de projeção kV para cada ângulo do gantry. Considerando os procedimentos de radiocirurgia intracraniana, esse deslocamento pode inferir erros significativos na etapa de verificação e posicionamento do paciente. Assim, faz-se necessário realizar um teste que aplica um fator de correção na projeção do isocentro MV sobre a imagem kV. Esse teste é denominado como *flexmap* e a cada imagem de projeção, portanto, todos os movimentos do detector/fonte durante a rotação do gantry são levados em consideração. Assim, para qualquer que seja o ângulo do gantry em que a imagem foi obtida, há a correta projeção do isocentro de radiação do SED sobre a imagem kV.

Sob a óptica matemática, um teste *flexmap* consiste em obter um mapa que traduz uma função vetorial do ângulo do gantry que especifica a posição do isocentro MV na imagem kV. Os “mapas” desse teste são determinados pela obtenção de imagens de CBCT de um objeto simulador (ex: *ball bearing*) previamente localizado no isocentro de radiação do SED em uma rotação de 360 graus do gantry. Existe um arquivo *flexmap* para cada FOV e direção de rotação e há três *flexmaps* médios extras que são usados para imagens planares. A razão para isso é que as rotações CC e CW do gantry têm diferentes *flexmaps* e, para obter uma aquisição de imagem única e precisa, onde a direção da rotação do gantry é arbitrária, é melhor fazer uma média dos dois *flexmaps*. O vetor *flexmap* (x, y) está no plano do detector. Seus componentes x e y são os deslocamentos laterais e longitudinais do isocentro de radiação (isocentro MV) em relação ao centro do detector.

Em resumo, esse teste consiste em:

- (i) caracterizar um gráfico do deslocamento aparente de um ponto (pixel que representa a projeção do isocentro MV na imagem kV) em função do ângulo do gantry;
- (ii) remover o efeito de flexões e torques do componente antes das reconstruções das imagens;
- (iii) correlacionar a matriz de imagem 3D ao isocentro de radiação do SED. A correção dessas flexões é realizada, por algoritmos ou pelo movimento do suporte do painel, a depender do software de cada fabricante.

9.5.7.2 Posicionamento/reposicionamento

Para esse teste, a posição inicial do objeto simulador (ex.: *Penta-Guide Phantom*) é pré-definida e considerada como “posição alvo inicial”, ou seja, a interseção dos lasers se dá em um ponto dentro do objeto simulador cujas coordenadas são X_i, Y_i, Z_i . Em seguida, uma imagem de CBCT é adquirida

e realiza-se uma fusão dessa imagem com a imagem de referência. Os deslocamentos virtuais, nas três direções translacionais, são mensurados como a discrepância (deslocamento resultante) da imagem CBCT e a imagem de referência. Esses deslocamentos virtuais, definem a posição do alvo central no objeto simulador, cujas coordenadas podem ser consideradas X_c , Y_c , Z_c . A magnitude de cada um dos deslocamentos translacionais é comparada com os valores de referência. Assim, a diferença é registrada como a discrepância da correspondência volumétrica da imagem CBCT. Depois disso, os deslocamentos virtuais são aplicados e o sistema de posicionamento (mesa) é movido para uma nova posição. Após aplicados os deslocamentos, verifica-se a projeção dos lasers sobre as marcas, na superfície do objeto simulador, que caracterizam a projeção do centro do alvo central.

9.5.8 Qualidade das imagens

Estabelecer um protocolo de CQ para sistemas de IGRT com CBCT que contemple, por exemplo as recomendações para qualidade da imagem previstas no AAPM TG - 142, requer a determinação de um valor de linha de base (*Baseline*) de cada métrica. Métricas de qualidade de imagem irão variar entre valores de referência ou do comissionamento/aceite. Embora haja diferentes possibilidades de aquisição de imagens, não há um consenso de como as linhas de base e as tolerâncias variam entre máquinas e técnicas.

Também como parte de um programa de garantia da qualidade para os sistemas de IGRT, os geradores de imagens kV e painéis formadores de imagens são submetidos a manutenções preventivas e corretivas. Em um intervalo definido como parte da manutenção preventiva/corretiva do sistema, os mesmos podem ser recalibrados e, essas informações são importantes para determinar se as linhas de base precisam de ajuste(s) pós-calibração ou manutenção corretiva (TANEJA *et al.*, 2020).

Nos *softwares* dos sistemas de IGRT, o co-registro (fusão) de imagens pode ser feito utilizando diferentes recursos, os quais serão mais eficientes a depender da qualidade das imagens sob diferentes aspectos.

Embora a criticidade e periodicidade dos testes de qualidade da imagem não sejam iguais, se comparadas às dos testes de precisão geométrica/radiação, alguns desses testes são fundamentais para se obter imagens adequadas para avaliação de alguns parâmetros geométricos (YOO *et al.*, 2006).

9.5.8.1 Distorção geométrica (Escala geométrica)

A reconstrução de imagens de CBCT utiliza uma geometria de varredura circular e podem apresentar alguns artefatos na imagem. No entanto, distorções geométricas também estão presentes e, também requerem atenção. A distorção geométrica pode introduzir erros sistemáticos no *setup* do paciente e, portanto, é mais relevante para a radioterapia guiada por imagem. Para a verificação da distorção geométrica, um ponto de referência deve ser definido no centro de marcadores, cuja distância entre eles seja conhecida, dentro do objeto simulador. Quantificar a distorção geométrica, implica em utilizar um índice de distorção que é definido como a maior diferença, em valor absoluto, entre as medições das distâncias entre os centros desses marcadores. As distâncias ou posições são comparadas com os seus valores nominais (ZHUANG *et al.*, 2009), (SUMIDA *et al.*, 2014).

Obs.: esse teste pode apresentar resultados inadequados, a depender da calibração após teste *flexmap*.

Obs.: esse teste também pode ser utilizado para verificar o valor da escala em uma imagem 3D.

9.5.8.2 Resolução e contraste

Esses testes caracterizam-se por identificar padrões definidos em objetos simulados específicos e, em geral esses padrões são formas geométricas (círculos, quadrados, barras...). A distribuição desses padrões pode variar, a depender do objeto simulador, e a avaliação da resolução espacial e contraste pode ser feita, conforme descrição abaixo:

-consiste em identificar o máximo de padrões em um objeto simulador, que combina uma distribuição circular e linear de padrões. Exemplo de objetos simuladores para esse teste são: *Leeds Phantom TOR 18 FG* (Imagens 2D kV) e *Catphan* (Imagens 3D kV). Nesse objeto simulador, há círculos com mesmo diâmetro distribuídos em uma geometria circular, bem como outros padrões (quadrados (*Leeds Phantom*), barras (*Leeds Phantom* e *Catphan*)...) distribuídos ao longo de uma linha. Para imagens de CBCT, em geral, o objeto simulador utilizado é o *Catphan*, portanto, podemos fazer as seguintes afirmativas:

-Resolução: está correlacionada com o número de grupos de padrões (grupo de barras) identificados.

-Contraste: está correlacionado com o número de círculos identificados.

9.5.8.3 Uniformidade e Ruído

Os sistemas de aquisição de imagens, em geral, possuem calibrações que permitem fazer correções de alguns artefatos. No entanto, esse processo de correção pode inferir outros artefatos, os quais podem afetar a uniformidade da imagem. Os sistemas de tomografia de feixes cônicos (CBCT) são mais suscetíveis a esse efeito, se comparados aos sistemas de feixe do tipo *fan beam*.

A uniformidade e o ruído de uma imagem são caracterizados pela variabilidade do sinal médio em diferentes regiões de interesse (ROI - *Region of Interest*) da imagem. As formas da ROI diferem em relação às características do objeto simulador. Suas posições de referência iniciais e tamanhos podem ser ajustadas pelo usuário. Essas ROIs formam máscaras dentro de cada imagem e as medições são adquiridas com relação a cada teste. A avaliação desses parâmetros depende da área a ser avaliada e das dimensões do objeto simulador. A intensidade média da imagem e o desvio padrão (SD) da intensidade dentro das diferentes áreas (ROI) são calculados. A uniformidade é calculada usando cinco ROIs, colocadas no centro e em quatro posições, equidistantes do centro. O HU médio para cada uma das cinco ROIs é medido e a diferença máxima entre o valor médio de cada ROI periférica e a ROI central é determinada. A maior diferença é relatada como uniformidade. O ruído é estimado pelo SD (Desvio padrão) do pixel de intensidade na ROI central e a uniformidade por uma comparação entre todas as cinco ROIs.

O desvio (expresso como a proporção de SD/Média) deve corresponder com os valores da linha de base obtidos durante os testes de aceite e comissionamento.

Obs.: *O ruído no sistema de imagem degrada a resolução do contraste, o que pode reduzir a precisão em outros testes de controle da qualidade de um sistema de IGRT.*

9.5.9 Infraestrutura do sistema

Alguns sistemas de IGRT dedicados/exclusivos, bem como alguns sistemas não dedicados/exclusivos podem ter suas escalas e unidades de medidas diferentes do sistema de entrega de dose. Assim, torna-se relevante realizar testes que caracterizam a integração/conectividade entre os sistemas de IGRT, SED e gerenciamento (*record and verify*). Esses testes devem contemplar formas de avaliar:

- (i) integração entre os sistemas sob o aspecto de envio de dados;
- (ii) unidade de medida dos mensurandos;

(iii) escalas que caracterizam os eixos de rotação e translação.

9.5.9.1 Integração entre os sistemas

Para realizar esses testes, recomenda-se parametrizar o envio de dados de um “plano teste” do sistema de planejamento para o sistema de gerenciamento (*record and verify*) e para o *software* do sistema de IGRT. A avaliação desse teste consiste em verificar se os dados são carregados adequadamente e reconhecidos pelo *software* do sistema de imagens.

9.5.9.2 Correspondência entre as unidades

Para esse teste, recomenda-se parametrizar um deslocamento conhecido e exportar, para o sistema de IGRT, as coordenadas cartesianas do ponto que caracteriza o deslocamento. A avaliação desse teste consiste em verificar se esse deslocamento, após a aquisição da imagem pré-posicionamento, foi enviado corretamente para o sistema de posicionamento do paciente.

9.5.9.3 Correspondência entre as escalas

Alguns sistemas de IGRT possuem escalas específicas para caracterizar os eixos de translação e rotação, as quais podem diferir das escalas utilizadas pelo sistema de planejamento e posicionamento do paciente. Portanto, faz-se necessário parametrizar deslocamentos translacionais e rotacionais conhecidos. A avaliação consiste em, após aquisição da imagem com o sistema de IGRT, verificar se as correções foram aplicadas corretamente no sistema de posicionamento do paciente.

9.5.10 Dose durante o procedimento IGRT

Os benefícios obtidos com o uso das imagens para IGRT, justificam sua aplicação, mesmo tendo conhecimento que há a deposição de dose durante a aquisição. A implementação de IGRT para terapia de feixe externo é fundamental para procedimentos de radiocirurgia intracraniana; no entanto, há uma maior exposição do paciente. Quando a imagem utilizada para IGRT é 3D (CBCT) a exposição à radiação para a obtenção deste tipo de imagem está correlacionada com os parâmetros do tubo de raios-X (kV, mA nominal, mA/frame, ms e frames) conforme equação abaixo:

$$[kV \times (mA_{nominal} \times f_{frame}) \times (ms_{nominal} \times f_{frame}) \times f_{frames}]$$

Embora seja uma dose pequena, se comparada benefício com o uso da mesma, sua distribuição abrange um grande volume, principalmente quando a região anatômica é intracraniana. É de grande relevância implementar um *preset* (técnica) para aquisição dessas imagens, tal que a dose oriunda de IGRT seja a menor possível. Alguns fabricantes, em seus *softwares*, possibilitam a edição dos *presets* para aquisição de imagens, exigindo uma avaliação da dose para cada uma das alterações realizadas, antes da implementação desses “novos” *presets* (CHAIRMAN *et al.*, 2010).

9.5.11 Periodicidade e tolerâncias para os testes de sistemas de IGRT

Tabela 20. Testes diários e tolerância em sistemas de IGRT para SRS - Imagens 2D kV e 3D kV.

TESTES	Tolerância
Segurança e Funcionalidade	
Inspeção visual dos componentes	Funcional
Posição do painel detector/tubo de raios-X	Funcional
Sensor de colisão	Funcional
Sinalização luminosa	Funcional
<i>Warmup</i> do tubo de raios-X	Funcional
Geométricos / Radiação	
Coincidência de coordenadas	≤ 1 mm
Posicionamento / Reposicionamento	≤ 1 mm
Integração	
Correspondência - escalas	Funcional
Correspondência - unidades	Funcional
Sistemas	Funcional

Tabela 21. Testes mensais e tolerâncias em sistemas de IGRT para SRS - Imagens 2D kV e 3D kV.

TESTES	Tolerância
Qualidade da imagem - Imagens 2D kV e 3D kV	
Contraste	<i>Baseline</i>
Resolução espacial	<i>Baseline</i>
Uniformidade e ruído	<i>Baseline</i>
Geométricos / Radiação - Imagens 2D kV	
Coincidência de coordenadas - 4 ângulos cardeais do gantry	≤ 1 mm
Escala	≤ 1 mm
Geométricos / Radiação - Imagens 3D kV	
Escala	≤ 1 mm
Posicionamento / Reposicionamento	≤ 1 mm

Obs.: uma sugestão de periodicidade para o teste denominado **Calibração geométrica (Flexmap)** para sistemas com aquisição de imagens 3D kV é **semestral**.

Tabela 22. Testes anuais e tolerâncias em sistemas de IGRT para SRS - Imagens 2D kV / 3D kV.

TESTES	Tolerância
Dose	<i>Baseline</i>
Energia / Qualidade	<i>Baseline</i>

9.6 Controle de Qualidade dos Sistemas de Entrega de Dose

A AAPM publicou relatórios de grupos de tarefas com recomendações para testes de CQ relacionados às modalidades de tratamento de SRS-SBRT, os quais serão citados a seguir. O TG-142 descreve os testes de CQ de acelerador linear para os procedimentos convencionais de radioterapia e para procedimentos de SRS-SBRT. O MPPG 2.a fornece recomendações para CQ de sistemas de imagens utilizados em radioterapia, os quais utilizam raios-X. O TG-135 fornece orientações específicas para CQ de sistemas de radiocirurgia robótica e o TG-148 fornece orientações específicas para CQ de sistemas de tomoterapia helicoidal. O MPPG 5.a fornece recomendações mínimas de controle de qualidade dos algoritmos de cálculo de dose dos sistemas de planejamento de tratamento. Os valores de desempenho de linha de base para equipamentos de CQ utilizados na rotina (CQ diário, mensal e anual) devem ser estabelecidos durante o comissionamento da máquina e na calibração inicial (HALVORSEN *et al.*, 2017b).

Muitos testes descritos nas publicações da AAPM supracitadas são importantes para caracterizar o desempenho do sistema independente do escopo de uso clínico; os CQs específicos descritos neste documento são aqueles considerados mais diretamente relevantes para o serviço que dispõe das modalidades de SRS-SBRT. As relações destes testes para diferentes dispositivos de entrega de dose, contendo as frequências e tolerâncias recomendadas, estão resumidas nas Tabelas 23, 24 e 25.

Tabela 23. Testes mínimos de CQ para SRS/SBRT utilizando Aceleradores Lineares do tipo *C-arm*.

Frequência	Teste	Tolerância
Diário	Localização do alvo com uso do laser (ex.: SRS com <i>frame</i> sem IGRT)	1 mm
	Indicador do tamanho do colimador para campos clinicamente relevantes	2 mm total
	Testes de isocentricidade radioativa	1 mm SRS; 1,5 mm SBRT
	Posicionamento/Reposicionamento por IGRT	1 mm SRS; 2 mm SBRT
	Intertravamentos dos sistemas de imagem	Funcional
	Intertravamentos estereotáxicos - tamanho de cone, <i>backup jaws</i>	Funcional
	Constância do <i>output</i>	+/- 3%
Mensal	Teste de isocentricidade radioativa abrangente - abrangência completa das posições usadas clinicamente para gantry, colimador e mesa. Analisar o desvio máximo do centro do objeto alvo em cada projeção de imagem em relação ao eixo central. Se MLC e cones são utilizados, ambos devem ser avaliados no mínimo mensalmente	1 mm SRS; 1,5 mm SBRT
	Indicadores de posição de mesa de tratamento (intervalo máximo utilizado clinicamente)	1 mm / 0,5°
	Constância do <i>output</i> com a taxa de dose	2%
	SRS em arco (se utilizado clinicamente)	1 UM, 1°
Anual	Linearidade da UM (=5 UM até a máxima UM utilizada clinicamente)	+/- 2%

Frequência	Teste	Tolerância
	Output do Acelerador (dosimetria absoluta)	+/- 1,5%
	Coincidência entre isocentros mecânico e radioativo	+/- 1 mm (máximo deslocamento 3D do centro do objeto alvo)
	Verificação dos dados de campos pequenos (<i>output</i> para cones e/ou MLC)	+/- 2% do valor de base para campo >1 cm; +/- 5% do valor de base para campo = 1 cm
	Teste de ponta a ponta (E2E) geométrico - “teste de alvo oculto”- utilizando <i>frame</i> de SRS e/ou sistemas de IGRT	1 mm
	Teste de ponta a ponta (E2E) dosimétrico - utilizando <i>frame</i> de SRS e/ou sistemas de IGRT	+/- 5% entre valor medido e calculado

Fonte: Tabela adaptada de (Per H. Halvorsen et al. (2017)).

Tabela 24. Testes mínimos de CQ para SRS/SBRT utilizando Aceleradores Lineares Robóticos.

Frequência	Teste	Tolerância
Diário (*nos dias em que houver uso clínico)	Checagem do alinhamento do laser do cabeçote	1 mm
	Intertravamentos de segurança	Funcionais
	Teste de CQ automático	≤ 1 mm do valor de base, não excedendo as especificações do fabricante
	Constância do <i>output</i>	+/- 3%
	Constância da energia	+/- 2%
Mensal	Simetria do feixe relativa	+/- 3% para campo de 40 mm; +/- 4% para campo de 60 mm

Frequência	Teste	Tolerância
	Constância do <i>output</i>	2%
	Alinhamento do sistema de imagem	1 mm ou pixels centrais +/- 2 pixels
	Checagem do tamanho de campo da Iris™ (3 ou mais tamanhos de campo $\geq 10\text{mm}$)	0,5 mm
	<i>Picket Fence</i> para o MLC (se aplicável)	Inspeção visual
Trimestral	EZE do sistema de localização (cada modo de <i>tracking</i> utilizado clinicamente)	1 mm para alvo estático; 1,5 mm para alvo em movimento
	Botão de emergência (<i>power off</i>), intertravamento de segurança	Funcionais
Anual	Linearidade da UM (≥ 10 UM até a máxima UM utilizada clinicamente)	+/- 2%
	<i>Output</i> do Acelerador	+/- 2%
	Verificação de trajetória	$\leq 0,5$ mm máximo por nó; $\leq 0,3$ mm médio
	Precisão do sistema de imagem kVp, linearidade da exposição mA, alinhamento do <i>isopost</i> com o pixel central	+/- 10%, +/- 20% e 1 mm, respectivamente
	Alinhamento do laser e do feixe de radiação para cone, Iris™ e MLC	0,5 mm da linha de base
	Linha de base do CQ automático	Nova conferência da linha de base do CQ automático
	Verificação dos dados do feixe - fator <i>output</i> relativo para cones, Iris™ e/ou MLC, abrangendo o intervalo utilizado clinicamente	+/- 2% da linha de base para campos > 1 cm; +/- 5% da linha de base para campos ≤ 1 cm

Fonte: Tabela adaptada de (Per H. Halvorsen et al. (2017))

Tabela 25. Testes mínimos de CQ para SRS/SBRT utilizando Aceleradores Lineares em Anel.

Frequência	Teste	Tolerância
Diário	Inicialização do laser vermelho (congruência com o laser verde)	1 mm
	Coincidência das coordenadas da imagem / laser	1 mm
	Registro de imagem / alinhamento	1 mm
	Constância do <i>output</i> (rotacional ou estática)	+/- 3%
	Perfil transverso do feixe	1% de diferença média no centro do campo
Mensal	Perfil longitudinal do feixe (para cada largura de corte)	1% da FWHM da largura do corte
	Constância do <i>output</i> e variação do <i>output</i> rotacional	+/- 2%
	Constância da qualidade do feixe	+/- 1% PDD ₁₀ ou TMR ₁₀ ²⁰
	Alinhamento dos lasers vermelho e verde	1 mm
	Precisão no posicionamento da mesa	1 mm
Anual	Precisão da CT dimensional	1 mm
	Uniformidade da velocidade da mesa	+/- 2% de não uniformidade de dose
	Translação da mesa por rotação do <i>gantry</i>	1 mm por 5 cm

Frequência	Teste	Tolerância
	Output do Acelerador	+/- 1,5%
	Qualidade do feixe (para cada largura de corte)	+/- 1% PDD ₁₀ ou TMR _{20;10}
	Verificação dos dados de campos pequenos	+/- 2% do valor de base para campo > 1 cm; +/- 5% do valor de base para campo ≤ 1 cm
	Coincidência das coordenadas do laser da imagem de CT e de tratamento	1 mm
	Teste E2E dosimétrico	+/- 5% entre valor medido e calculado
	E2E do sistema de localização “teste do alvo oculto”	1 mm

Fonte: Tabela adaptada de (Per H. Halvorsen et al. (2017))

9.7 Controle de Qualidade dos Sistemas de Colimação

Para o Colimador de Múltiplas Lâminas (MLC), no qual as lâminas estão continuamente em movimento enquanto o feixe de radiação está ligado, uma série de testes são designados para investigar os aspectos mecânicos do MLC e suas implicações na dosimetria, e conseqüentemente, para o planejamento de tratamentos estereotáxicos ablativos, que usam este tipo de colimação.

Os testes de Controle de Qualidade (CQ) realizados para o MLC em Aceleradores Lineares que realizam tratamentos de SRS, podem ser divididos em dois grupos: os Testes Estáticos e Testes Dinâmicos. Uma vez que os planejamentos podem utilizar desde técnicas de *IMRT Step-and-shoot* e *sliding window* até técnicas de VMAT, as quais usam campos pequenos com modulação elevada, cujos desafios já foram detalhados.

Um programa de controle de qualidade, no qual há a definição da periodicidade dos testes mencionados, deve ser definido pela equipe de físicos especialistas do local, como também uma agenda de manutenções preventivas periódicas. O mais adequado é que as linhas de base (*baselines*) dos testes mencionados, quando possível, devem ser adquiridas durante o comissionamento do equipamento.

9.7.1 Testes Estáticos do MLC

Os testes estáticos a serem realizados no MLC, bem como seus objetivos e tolerâncias são:

- **Projeção de campo luminoso:**

Medir as variações encontradas entre o centro do retículo e as bordas do campo luminoso.

As diferenças observadas devem ser menores que 1 mm, para campos pequenos (até 20 cm x 20 cm) e menores que 1% do tamanho de campo para campos maiores.

- **Projeção de padrões de posição de lâminas:**

Analisar a habilidade do sistema em posicionar as lâminas corretamente.

O teste é realizado através análises de padrões de referência de MLC estático composições de lâminas pré-definidas. As diferenças entre as posições de lâminas observadas de referência devem ser menores que 1 mm.

- **Coincidência entre o campo luminoso e radioativo:**

Os testes anteriores mencionados podem ser adquiridos com radiação para os padrões e posições realizados acima. Para a projeção do campo radioativo, medir as variações encontradas entre o centro projetado do retículo e as bordas do campo radioativo ao longo da linha central, e comparar com as coordenadas de referência. As diferenças observadas devem ser menores que 2 mm, para avaliação não dosimétrica, caso contrário, deve ser no máximo 1 mm.

- **Isocentricidade do MLC:**

Medir a isocentricidade do MLC em relação ao *gantry* e colimador.

As diferenças devem ser menores que 1 mm para o isocentro e 0,5 mm para o posicionamento da lâmina.

- **Posição do MLC versus posição do gantry:**

Analisar os desvios na posição das lâminas ou inclinações de todo o carro devido à ação gravitacional sobre os componentes do colimador multilâminas.

9.7.2 Testes Dinâmicos do MLC

Os testes para o segundo grupo (testes dinâmicos), bem como seus objetivos e tolerâncias são:

- **Teste da Cerca (*Picket fence*):**

Verificar o posicionamento de cada lâmina, sua calibração e desvios que ocorrem através da irradiação de lâminas que se movem com feixe ligado.

Para uma inspeção visual, verificar se as linhas de maior intensidade deixadas pela abertura entre os pares de lâminas têm a mesma largura, estão paralelas e sem interrupções. Caso haja interrupção, avaliar se há falha na calibração de alguma lâmina.

Para uma inspeção dosimétrica, medir para cada pico, a largura à meia altura (FWHM) e comparar com a abertura de 1 mm. Avaliar se houve erro no posicionamento em alguma parte da trajetória do par de lâminas, bem como a variação na abertura de cada par de lâminas, uma vez que a intensidade radioativa da abertura é muito dependente em relação à distância das aberturas.

- **Abertura (*gap*) deslizante:**

Analisar a transmissão do MLC através de uma abertura de 1 cm entre as lâminas que se desloca dinamicamente e constantemente sobre um campo pré-definido (10 cm x 10 cm).

A relação entre a dose medida durante o *gap* deslizante e aquela de um campo aberto 10 cm x 10 cm, T_{GAP} , e a relação de referência, T_{REF} , deve ser menor que 2%, como na Equação 9.7:

$$T_{GAP} = \frac{Dose_{gap1cm}}{Dose_{10x10}} \times 100\% \quad (9.7)$$

- **Transmissão do MLC:**

Devido aos diversos tipos de construção dos colimadores multilâminas, as diferenças podem variar muito entre os diversos fabricantes, e dessa forma, os testes para analisar a transmissão e a fuga através dessas lâminas são diferentes, conforme o sistema de colimação utilizado.

A diferença entre as medidas e a referência deve ser menor que 2% e a maior transmissão interlâminas deve ser menor que a transmissão estimada para um bloco *decerrobend* com 7 cm de espessura.

- **Teste da cadeira**

Teste integrante do comissionamento. Utiliza um padrão de movimento sincronizado de lâminas que forma um "h", semelhante a uma cadeira. Este, por sua vez, é capaz de analisar alguns parâmetros de configuração, como, por exemplo, a separação entre as lâminas ou *Dosimetric Leaf Separation (DLS)*, e a transmissão entre elas, a fim de obter uma diferença entre o valor calculado e o medido, menor que 3%.

Para técnicas de VMAT, deve-se avaliar outros quesitos, tais como:

- **Precisão no posicionamento do MLC durante o VMAT (*Picket fence* em arco):**

Verificar o posicionamento de cada lâmina, sua calibração e desvios que ocorrem através da irradiação de lâminas que se movem com feixe ligado, para várias angulações de *gantry* ou durante o movimento em arco.

Para uma inspeção visual, verificar se as linhas têm a mesma largura, são paralelas, se mantém as distâncias entre si iguais, se há alguma anomalia que demonstre mau funcionamento de alguma lâmina e se há interrupções.

Para uma inspeção dosimétrica, traçar perfis e medir a largura na metade da meia altura (FWHM), para várias partes. A tolerância para a largura das regiões entre as linhas, é de 1 mm. As distâncias entre as tiras deve ser de 20 mm ± 1 mm.

Problemas nas aberturas podem indicar problemas na configuração e calibração de todo o conjunto de MLC. A diferença entre as aberturas, medidas na região central e obtidas a partir da exposição com o *gantry* estático e com o VMAT, deve ser no máximo de 1 mm.

- **Habilidade em variar a taxa de dose e a velocidade do *gantry* durante o arco modulado**

Através da variação da taxa de dose em combinação com a velocidade do *gantry*, verificar a habilidade do sistema em modular a dose.

A diferença entre, a maior Taxa de Dose (Dose medida com o VMAT dividida pela dose na mesma posição com o campo aberto) e a média de todos os valores de Taxa de dose deve ser menor que 2%.

- **Habilidade em variar a velocidade de movimento do MLC durante o arco modulado:**

Avaliar a habilidade do sistema em controlar a velocidade das lâminas durante o tratamento de VMAT, através da combinação de diferentes velocidades de lâminas com diferentes taxas de dose, para obter um padrão de irradiação constante no filme.

A diferença entre, a maior Taxa de dose (Dose medida com o VMAT dividida pela dose na mesma posição com o campo aberto) e a média de todos os valores de Taxa de dose, deve ser menor que 2%.

9.8 Análise de Riscos

A Radiocirurgia Estereotáxica (*Stereotactic Radiation Surgery - SRS*) é um procedimento complexo, o qual requer um elevado grau de precisão, exatidão e segurança, além de uma equipe multiprofissional altamente capacitada. Nesta modalidade de tratamento, qualquer desvio da dose prescrita é ainda mais crítico, principalmente em tratamentos entregues em uma única fração. Variações de $\pm 10\%$ podem aumentar o risco de efeitos colaterais ou diminuir a probabilidade de controle tumoral (MASINI *et al.*, 2014).

Os serviços de radioterapia e os processos que são efetuados nesses locais contam com procedimentos de elevado nível de segurança (SANTO *et al.*, 2019). Há vários relatos de acidentes e lições aprendidas em SRS e outras modalidades de Radioterapia (IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000), (DERREUMAUX *et al.*, 2008), (GOURMELON *et al.*, 2008). As lições podem ser aprendidas a partir das possíveis disfunções técnicas ocorridas, de erros humanos ou fraquezas organizacionais, além de demonstrar como tais eventos podem ser prevenidos.

Foster (FOSTES, 2014) descreveu que as duas principais fontes de erros em SRS são durante o comissionamento (medidas em campos pequenos e calibração de referência) e durante a transferência dos parâmetros de tratamento (cones de SRS e erros na lateralidade/sítio de tratamento).

Para auxiliar na segurança dos processos envolvidos nos tratamentos radioterápicos, incluindo SRS, diversos métodos de análise de riscos podem ser aplicados. Os objetivos destes métodos são mapear os processos, evitar a ocorrência de efeitos adversos ou quase erros e estabelecer medidas preventivas. Para uma análise de riscos mais fidedigna à realidade de cada serviço, a participação da equipe multiprofissional durante a análise é fundamental.

O documento TG 100 da AAPM (HUG *et al.*, 2016) traz recomendações para avaliação de riscos de processos clínicos e desenvolvimento de programas de garantia da qualidade específicos para tais avaliações. As ferramentas sugeridas nesta análise prospectiva são Análise dos Modos de Falha e Efeitos (FMEA - *Failure Mode and Effect Analysis*) e Análise da Árvore de Falhas (FTA - *Fault Tree Analysis*).

9.8.1 Análise dos Modos de Falha e Efeitos (FMEA)

FMEA é um exemplo de ferramenta para realização da análise de riscos e tem por objetivo detectar, demarcar e traçar, através de uma abordagem sistemática, as não conformidades, ou seja, os modos de falhas gerados pelos processos, suas causas e efeitos. Assim, através da prevenção, é possível mitigar ou eliminar os riscos de falhas.

A aplicação da ferramenta pode ser dividida em fases, sendo elas:

- Criação do mapa dos processos detalhado (Figura 61);

- Descrição das etapas dos subprocessos;
- Identificação dos modos de falhas que já aconteceram e falhas potenciais para cada processo;
- Identificação das possíveis causas para cada modo de falha;
- Identificação dos efeitos ocasionados por cada modo de falha;
- Pontuação dos parâmetros **Ocorrência (O** - probabilidade de uma causa específica resultar em um modo de falha), **Severidade (S** - severidade dos efeitos resultantes de um modo de falha, quando este modo de falha não é detectado a tempo), **Detectabilidade (D** - probabilidade da falha não ser detectada a tempo);
- Aquisição do Número de Prioridade de Risco (NPR) para todos os modos de falha e causas potenciais. Conforme recomendação do TG-100 (HUG *et al.*, 2016), uma escala de 1 a 10 é utilizada para pontuar os parâmetros O, S e D;
- Classificação dos modos de falha de acordo com o NPR obtido, sendo que a maior pontuação refere-se à falha mais frequente, mais severa e de menor possibilidade de detecção, tanto humana quanto de equipamentos;
- Identificação das medidas preventivas eficazes e viáveis para minimizar os riscos.

Abaixo é apresentado um exemplo de mapa de processo para SRS adaptado do artigo (TEIXEIRA; ALMEIDA; HUQ, 2016).

A partir da determinação de valores para os parâmetros O, S e D, a prioridade das falhas é obtida através do produto destes, com o mesmo peso, definindo o NPR, conforme 9.8:

$$NPR = S * O * D \quad (9.8)$$

Ao final da análise, é possível ordenar de modo decrescente os modos de falha, visualizando assim, de forma clara, aqueles com maiores valores de NPR. O limite de $NPR \geq 125$ para aplicação de medidas de intervenção é derivado da experiência da indústria e parece razoável adotar uma abordagem mais conservadora na área médica. Isso é especialmente relevante para aqueles casos que apresentam altos escores de gravidade que podem significar danos graves ao paciente. Teixeira *et al.* (TEIXEIRA; ALMEIDA; HUQ, 2016) estabeleceram que as pontuações de $NPR \geq 100$ foram consideradas um limite para a aplicação de estratégias de controle para melhoria de segurança.

A elaboração de uma planilha contendo todos os resultados é um exemplo de ferramenta útil no desenvolvimento da FMEA, conforme mostrado na Tabela 26.

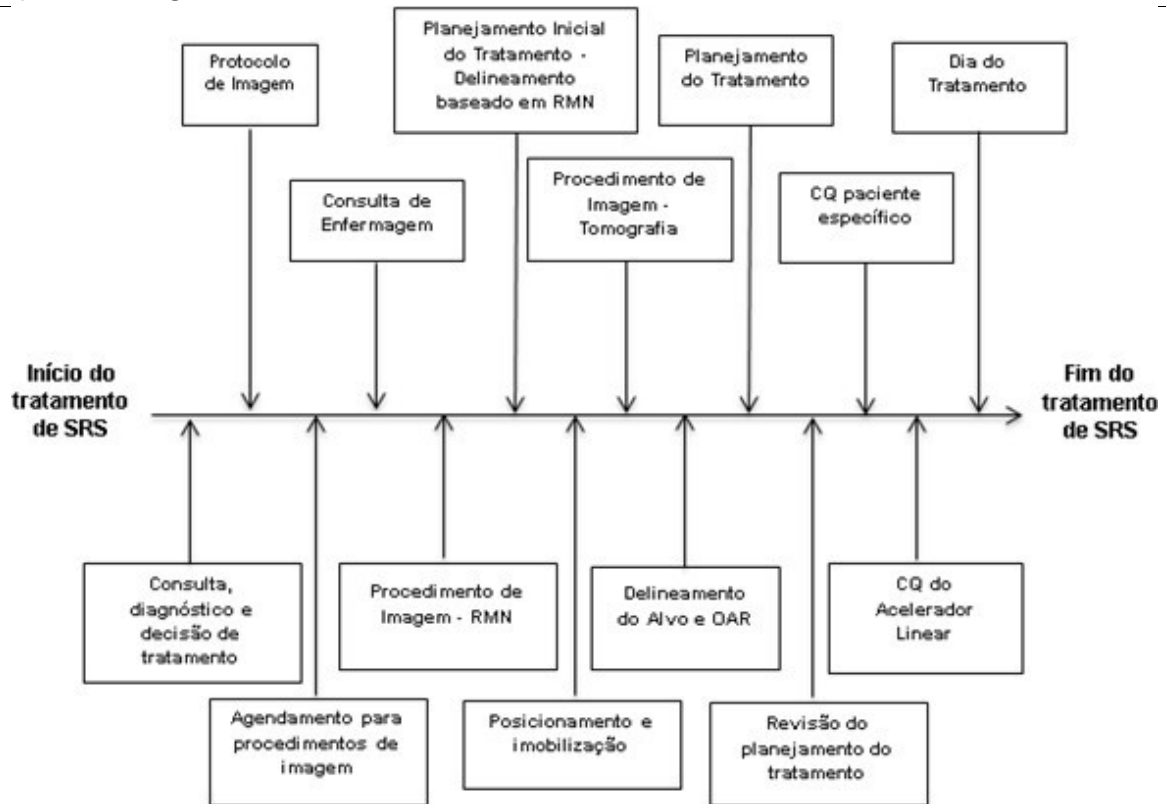


Figura 61. Exemplo de mapa de processo para SRS.
 Fonte: adaptado de (Flavia C. Teixeira et al., 2016)

Tabela 26. Exemplo de planilha de avaliação de NPR de um processo específico.

Análise dos Modos de Falhas e Efeitos (FMEA)							Data:
Nome do Processo:					Revisão:		
Subprocesso	Modo de Falha	Efeito	S Valor = 1-10 10= Mais severo	O Valor= 1-10 10= Maior probabilidade	D Valor = 1-10 10= Menor probabilidade	NPR SxOxD	Medida Corretiva

Uma vez estabelecida a ordem de prioridade das causas por falhas a serem solucionadas, a equipe deve discutir possíveis soluções para eliminar cada uma das causas. Por outro lado, caso não seja possível eliminá-las, as soluções devem buscar ao menos o controle destas. Em seguida, depois de definidas as soluções, um plano de ação deve ser elaborado. Nele devem constar a relação das soluções, o responsável e o prazo limite de finalização.

Bradley W. Schuller *et al.* (SHCULLER *et al.*, 2017) realizaram um estudo no qual possível prever o tempo pessoa-hora total para um setor implementar a ferramenta FMEA para a técnica de SRS. A Tabela 27 abaixo foi adaptada e contém os resultados obtidos no referido estudo,

no qual a FMEA foi desenvolvida por uma equipe multidisciplinar composta por oito integrantes. Teixeira *et al.* (TEIXEIRA; ALMEIDA; HUQ, 2016) descreveu um tempo entre 2 a 6 meses necessários para finalizar a implementação da FMEA entre três instituições diferentes.

Tabela 27. Estimativa de tempo total pessoa-hora para aplicação da ferramenta FMEA para SRS.

Tarefa	Tempo Necessário	Estimativa pessoa-hora
Treinamento do líder do projeto Escola de Verão da AAPM	5 dias	40 h
Treinamento inicial do departamento (preparação e entrega)	6 h	48 h
Recrutamento da equipe	4 h	8 h
Treinamento da equipe	2 h	16 h
Mapeamento dos processos (incluindo em formato eletrônico)	33 h	66 h
Avaliação FMEA e coleta de dados	40 h	120 h
Total (excluindo Escola de Verão da AAPM)	85 h	258 h

Fonte: adaptado de (Bradley W. Schuller et al. (2017))

9.8.1.1 Exemplos de resultados da FMEA para alguns dispositivos de irradiação utilizados em SRS

A seguir estão descritos alguns estudos utilizando diferentes dispositivos de irradiação em SRS. É importante salientar que os valores de NPR encontrados pelos autores podem variar entre instituições similares. Estas variações são decorrentes das diferentes possibilidades de implementação de SRS em um serviço, variações nos processos de controle e tratamento e parametrização subjetiva e pessoal dos fatores que compõem o NPR pelas profissionais.

- **Acelerador Linear com cone:** Laura Masini *et al.* (MASINI *et al.*, 2014) descreveram que o maior valor de NPR (NPR=180) foi relacionado ao risco de se utilizar o tamanho de colimador incorreto. Os procedimentos de dupla checagem adotados pela equipe não foram considerados adequados como medida de segurança. Então, um novo procedimento utilizando leitor de código de barras junto ao sistema de registro e verificação foi implementado. A falha com o segundo maior valor de NPR (NPR = 135) foi relacionada ao erro potencial no posicionamento do isocentro, utilizando laser e acaixa de localização estereotáxica. Outros dois modos de falha foram identificados com valores de NPR entre 60 e 125, tais como posicionamento e imobilização do paciente, admissão do paciente, delineamento incorreto do alvo e entrega de tratamento errado de SRS a pacientes com características similares. Entretanto, Younge *et al.* (YOUNGE *et al.*, 2015) identificaram que os dois modos de falha com os maiores valores de NPR estão relacionados e são específicos ao sistema de imobilização utilizado. Estes modos de falha são movimentações do paciente durante o tratamento (maior NPR) e imobilização ineficiente da máscara. Outros modos de falhas com valores elevados de NPR são relacionados ao delineamento (volume incorreto

delineado e alteração acidental do delineamento durante revisão médica), dados incorretos do paciente (orientação errônea do paciente na RMN), posicionamento do paciente na sala de tratamento e entrega da dose.

- **Dispositivo dedicado com Co⁶⁰:** Andy Yuanguang Xu *et al.* (XU *et al.*, 2017) discutiram que os modos de falha com as pontuações de risco mais altas estão relacionados à fixação imperfeita do adaptador de estrutura, montagem errônea da caixa de localização estereotáxica, plugues/inserções não seguros, áreas-alvo ignoradas e falha mecânica da máquina não detectada durante o processo de controle de qualidade diário. Já Warnick *et al.* (WARNICK *et al.*, 2020) descreveram que as duas falhas com maiores NPR foram a falta de documentação sobre cirurgia craniana anterior (para guiar o neurocirurgião na fixação do *frame*, sem riscos de perfuração do cérebro através de falhas ósseas pós cirurgia) e informações de identificador do paciente inconsistentes em imagens DICOM (tais como formato do nome completo do paciente ou número de registro).
- **Acelerador Linear Robótico:** S Dieterich *et al.* (DIETERICH; FORD; HALASZ, 2012) identificaram 180 modos de falha utilizando CyberKnife em SRS. 15% dos modos de falha foram de origem técnica e 85% foram falhas humanas e de processos. Um diagrama de Venn foi criado e revelou uma grande área de interseção entre os modos de falha para Acelerador Linear Robótico e Dispositivo dedicado com Co⁶⁰. Os controles de qualidade mais efetivos encontrados pelo grupo foram *checklists* para segunda conferência do físico e *checklist* pré-tratamento. Os *checklists* existentes foram modificados e novos itens foram adicionados aos modos de falhas com maiores valores de NPR. Novos protocolos, tais como o fluxo de trabalho para delineamento e simulações adicionais, foram desenvolvidos como controle de qualidade. Além disso, uma interface entre ARIA-CyberKnife DICOM foi implementada para solucionar os modos de falha centrados em frações múltiplas, múltiplos planos de tratamento e rastreamento de dose total.

9.8.2 Análise de Árvore de Falhas (FTA)

Outra ferramenta para avaliação de riscos recomendada pelo TG-100 (HUG *et al.*, 2016) é a análise de árvore de falhas, também conhecida pela sigla FTA (do inglês *Fault-Tree Analysis*). Esta é uma ferramenta qualitativa e quantitativa, com abordagem sistemática, que permite identificar a causa raiz de uma falha através de um diagrama.

Os objetivos desta ferramenta são:

- Identificar exaustivamente a causa raiz de uma falha;
- Avaliar as deficiências do sistema contra falhas;
- Determinar os riscos associados ao sistema;
- Identificar os efeitos de erros humanos e de equipamentos;
- Identificar medidas para reduzir o risco;
- Estimar a frequência de acidentes;
- Otimizar testes e manutenções.

A FTA é retroativa, seu resultado é o ponto de partida da análise, ou seja, utilizando a própria falha a ser investigada como evento topo indesejado. É então traçado de volta um passo de cada vez para suas causas imediatas. As relações das causas, ou eventos, são mostradas através de símbolos ou portas lógicas (“e”, “ou”). Este processo de rastreamento retroativo continua até que as causas básicas sejam identificadas. A FTA sistematiza e codifica o processo. Com isso, o diagrama vai se desenvolvendo com as potenciais causas seguindo uma sequência lógica. Este diagrama aplica uma lógica booleana, com símbolos que representam cada um dos eventos que pode ter ocasionado a falha. Enquanto a lógica booleana é utilizada para expressar o evento topo na forma de uma equação que possibilita uma avaliação qualitativa, a teoria probabilística permite uma análise quantitativa deste evento.

9.8.3 FTA e FMEA

O diagrama de árvore de falha mostrou-se útil na construção, nível de detalhamento e verificação da FMEA, mas o inverso não deve ser realizado, podendo produzir um modelo errôneo. A FTA é o reverso do método associado à FMEA. A análise FMEA é conduzida através de um procedimento de baixo para cima, que começa com as causas e procura por possíveis modos de falha (sintomas). A FTA começa pelos sintomas e trabalha para encontrar as causas raízes.

Não há garantia, como em uma árvore de falhas, de que as causas primárias dos FMEAs tenham sido identificadas de forma abrangente e consistente como na FTA. Isso porque na FMEA as causas primárias são selecionadas sem uma estrutura lógica definida,

não mostrando as relações entre as causas primárias e seus eventos subsequentes. Estas relações podem resultar em causas ou eventos redundantes. Neste cenário, a FTA é a ferramenta mais precisa ao mostrar de modo mais claro as relações entre eventos que interagem entre si (NASA OFFICE OF SAFETY AND MISSION ASSURANCE, 2002).

É possível combinar as duas ferramentas de análise de riscos para obtenção de melhores resultados em tratamentos de SRS e/ou com outras técnicas. A FTA auxilia na identificação de estratégias de intervenção para mitigar os riscos identificados pela FMEA. Como exemplo disso, Manger et al. (MANGER *et al.*, 2015) aplicaram a FTA ao subprocesso com maior valor de NPR (imprecisão no delineamento de estruturas críticas em SRS) obtido através da FMEA.

10 Recursos Humanos

A equipe de radiocirurgia é multidisciplinar, composta por diversos profissionais especialistas altamente qualificados, onde cada um tem um papel importante no planejamento e administração do tratamento do paciente oncológico.

A equipe multidisciplinar de radiocirurgia geralmente consiste em:

- Radio-oncologistas
- Neurocirurgiões
- Neuroradiologistas
- Físicos Médicos
- Dosimetristas
- Tecnólogos/Técnicos em Radioterapia
- Enfermeiros e Técnicos de Enfermagem
- Médicos assistentes

Ainda podem compor a equipe: nutricionistas, psicólogos, dentistas, assistentes sociais, fonoaudiólogos, além da equipe administrativa. Sob a liderança do Radio-oncologista, a equipe trabalha em conjunto para fornecer radiação de modo reprodutível e com segurança (ASTRO'S MULTIDISCIPLINARY QUALITY ASSURANCE COMMITTEE, March 2019).

Apesar dos avanços, a radiocirurgia continua sendo um trabalho em equipe em que os papéis do físico médico, radio-oncologista e do neurocirurgião são essenciais, independentemente do OAR-alvo ou sítio de tratamento (BERNETT *et al.*, 2007).

10.1 Funções e Responsabilidades

• **Radio-oncologistas:** São médicos responsáveis pelos cuidados de cada paciente com lesões malignas ou benignas, submetido a tratamento com uso de radiação ionizante. São eles que realizam as consultas iniciais e condutas clínicas; delineiam os volumes-alvo a serem tratados e OAR a serem protegidos; prescrevem a dose de radiação ao plano de tratamento; avaliam e aprovam o planejamento radioterápico; acompanham a primeira sessão de tratamento e o progresso do paciente. Os radio-oncologistas também realizam o manejo clínico de quaisquer efeitos agudos ou tardios no paciente, decorrentes da radioterapia.

• **Neurocirurgião:** Como em qualquer procedimento cirúrgico envolvendo o cérebro ou a coluna, o neurocirurgião fornece avaliação pré-operatória e revisão de exames de imagem pertinentes, para que alternativas terapêuticas possam ser apresentadas ao paciente e o consentimento informado possa ser obtido. Durante o procedimento, o neurocirurgião atua junto ao radio-oncologista definindo a configuração do tratamento, delineamento de alvo e OAR, planejamento e entrega do tratamento (BERNETT *et al.*, 2007). Por conseguinte, em eventuais complicações e necessidades cirúrgicas após a realização da radiocirurgia, o neurocirurgião possui papel no manejo medicamentoso e/ou cirúrgico.

• **Neuroradiologista:** O neuroradiologista fornece avaliação dos exames do paciente e da

confirmação do diagnóstico. Elabora em conjunto com a equipe, os protocolos de aquisição de imagem para o melhor planejamento da radiocirurgia. Pode atuar junto a equipe multidisciplinar no delineamento do alvo e OAR. Possui também papel no seguimento de imagem após a radiocirurgia, em conjunto com a equipe.

• **Físico médico especialista:** O físico médico realiza um papel importante trabalhando em conjunto com o radio-oncologista e demais profissionais da equipe multidisciplinar para garantir a entrega precisa de todos os aspectos de uma prescrição de tratamento. É o profissional responsável pelo planejamento da distribuição de dose no paciente, pelo cálculo das unidades monitoras, preparação dos relatórios de tratamento, pelo controle de qualidade e pela entrega segura e correta da dose prescrita ao paciente. O físico médico também é responsável pelos cálculos de blindagem; aceite de equipamentos e acessórios de imobilização; comissionamento e calibração dos feixes de radiação e demais *hardwares* e *softwares*; por desenvolver e dirigir programas de garantia da qualidade, que incluem os controles de qualidade e testes de segurança, treinamento de equipe, análise de riscos, garantindo assim o bom funcionamento dos equipamentos e a segurança dos processos. No primeiro dia de tratamento, o físico médico deve estar presente para verificar a integridade do posicionamento do paciente, do planejamento carregado na máquina de tratamento e gerenciar diretamente quaisquer problemas técnicos que possam surgir. O físico médico deve estar imediatamente disponível nas frações subsequentes (DAS *et al.*, 2022).

Pode também atuar como Supervisor de Proteção Radiológica caso tenha a qualificação necessária; participar de projetos de pesquisas aplicados ou não à clínica; auxiliar em programas de residência em Física da Radioterapia; acompanhar auditorias dos órgãos de fiscalização e participar de outras atividades de gestão no setor. Por causa do treinamento recebido em processos analíticos e princípios científicos, o físico desempenha um papel principal no desenvolvimento de sistemas e políticas, na revisão da consistência entre planos e sua execução e na resolução de problemas, conforme descrito no AAPM Report No. 38 (ASP *et al.*, 1993).

• **Dosimetristas:** É um profissional especialmente treinado que participa dos processos de simulação, fusão e registro de imagens, delineamento de OAR, planejamento computadorizado, entre outras atividades. Os dosimetristas realizam essas tarefas sob supervisão de um físico médico, que detém a real responsabilidade pela sua devida execução (ASP *et al.*, 1993).

• **Tecnólogos/técnicos em Radiologia:** O técnico/tecnólogo é o profissional que executa o tratamento, responsável pela preparação da sala de tratamento, realização de testes diários nos equipamentos sob orientação do físico médico; interpretação da prescrição médica; posicionamento do paciente nas marcas de referência; manutenção da repetibilidade e reprodutibilidade da imobilização adequada do paciente; realização dos procedimentos de IGRT; administração da dose e registro do processo ao longo do tratamento (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013). Em alguns casos estes profissionais auxiliam nas etapas de simulação do tratamento e resolução de problemas envolvendo os dispositivos emissores de radiação.

• **Enfermeiros:** O enfermeiro oncológico é o profissional que presta assistência ao paciente, auxiliando na avaliação deste antes e durante o tratamento; realiza a consulta de enfermagem para orientar o paciente sobre os preparos para a simulação, possíveis toxicidades do tratamento e seus manejos. Durante o curso de radioterapia, o enfermeiro pode consultar o paciente para avaliar quaisquer problemas e preocupações. Os enfermeiros desempenham um papel fundamental na educação do paciente sobre o tratamento, efeitos colaterais e cuidados (RADIOLOGYINFO.ORG,).

- **Técnico de Enfermagem:** O técnico em enfermagem, como parte da equipe de profissionais que atua no setor de radioterapia, exerce atividades específicas que variam segundo a instituição para a qual trabalha, incluindo desde a ação de prestar cuidados de enfermagem, auxiliar ao médico na sala de exames, acompanhamento do tratamento do paciente junto à equipe técnica de radiologia, especialmente para pacientes mais debilitados.

É importante salientar que todos os profissionais são agentes ativos na educação do paciente. Alguns estudos mostram que esta orientação educacional pode diminuir os níveis de ansiedade, aumentando a adesão ao tratamento (ATWOOD *et al.*, 2018). Com o acesso à informação, alguns pacientes chegam aos centros de tratamento cada vez mais instruídos e, a depender do nível educacional e financeiro, desejam participar ativamente na escolha da melhor técnica de tratamento disponível (SCHULLER; HENDRICKSON; RONG, 2018). Neste cenário, uma equipe capacitada e coesa é necessária para fornecer de maneira efetiva todas as informações requeridas pelos pacientes.

10.2 Treinamento e Educação Continuada

Um dos maiores desafios ao se desenvolver um programa de radiocirurgia é o recrutamento de profissionais com treinamento adequado. De fato essa é uma das maiores fontes de riscos, e muitos dos erros reportados estão relacionados com a falta de treinamento e in experiência (TRIFILETTI *et al.*, 2019).

No início do processo, uma decisão deve ser tomada sobre treinamento adicional necessário para alguns membros da equipe. Um plano deve ser desenvolvido, e o treinamento deve ser concluído antes da instalação do equipamento. Este plano deve incluir qual equipe será treinada, a instituição que fornecerá o treinamento, o material que será ministrado e quando o treinamento será realizado. Os recursos investidos no início do treinamento podem pagar dividendos significativos mais tarde, melhorando a eficiência do planejamento posterior e implementação. Deve-se perceber que um alto padrão em radioterapia só pode ser alcançado e mantido por especialistas em tempo integral (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2008).

Treinamentos são oferecidos pelos fabricantes dos equipamentos como definido no contrato de compra ou como um serviço contratado à parte. Esses treinamentos são divididos em dois principais componentes:

- **Treinamento Operacional:** normalmente oferecido pelo fabricante do equipamento, é focado no dia-a-dia e na rotina de operação da máquina, incluindo atualização no equipamento de tratamento e sistemas de planejamento (TRIFILETTI *et al.*, 2019).
- **Treinamento Clínico:** treinamentos clínicos especialmente desenvolvidos para SRS/SBRT são normalmente oferecidos por instituições de referência na técnica. Idealmente deve ser realizado em equipe: radio-oncologista, neurocirurgião e físico médico.

Esses treinamentos também podem ser realizados por profissional especialista com *expertise* em radiocirurgia, capacitando a equipe da própria instituição na implementação da nova modalidade de tratamento.

As sociedades profissionais oferecem cursos de educação continuada aos seus associados. Programas de educação continuada são oferecidos pela Sociedade Brasileira de Radioterapia (SBRT) na forma de *webinars*, bem como pela Associação Brasileira de Física Médica (ABFM) na forma de cursos presenciais, *online* e *webinars*. Além dos congressos anuais *workshops* e jornadas profissionais promovidos pelas SBRT, ABFM, Associação Brasileira de Dosimetristas (ABD), hospitais, universidades, entre outros. Os principais fabricantes de equipamentos de radiocirurgia, também divulgam frequentemente cursos virtuais gratuitos, nacionais e internacionais, sobre temas relevantes e atuais em radio-oncologia.

Hospitais de referência oferecem cursos na modalidade Pós-Graduação *Lato Sensu* com a proposta de oferecer aos profissionais o conhecimento sobre novas técnicas e tecnologias de tratamento da radio-oncologia e oferecer um treinamento profissional atualizado. As aplicações, tecnologias e metodologias de radiocirurgia continuam a se expandir e desenvolver, portanto, aprendizagem contínua é vital para incorporar novos conhecimentos na prática clínica (ASTRO'S MULTIDISCIPLINARY QUALITY ASSURANCE COMMITTEE, March 2019). Cada membro da equipe clínica deve participar da educação continuada disponível e, quando aplicável, manutenção da certificação (ASTRO'S MULTIDISCIPLINARY QUALITY ASSURANCE COMMITTEE, March 2019).

10.3 Dimensionamento da Equipe

O dimensionamento adequado da equipe é um componente fundamental para um programa de radiocirurgia de qualidade e irá depender do volume de paciente de cada serviço. Uma equipe mínima deve incluir os seguintes profissionais:

- Dois técnicos/tecnólogos de Radiologia por máquina
- Um físico médico especialista com treinamento em radiocirurgia, campos pequenos e controle de qualidade.
- Um radio-oncologista especialista, com treinamento ou experiência em técnicas estereotáxicas
- Um neurocirurgião
- Um enfermeiro/técnico de enfermagem com treinamento em radiocirurgia

A norma NN 6.10 (CNEN, 2014) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e a Resolução da Diretoria Colegiada RDC Nº 20 (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2006) da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) trazem o quantitativo mínimo de profissionais para compor uma equipe de um serviço de radioterapia, como mostrado na Tabela 28 abaixo. Em serviços de radioterapia que oferecem técnicas de tratamento especiais com alta tecnologia, como radiocirurgia, podem ser necessários profissionais adicionais aos descritos na legislação.

Tabela 28. Equipe mínima de um Serviço de Radioterapia conforme a legislação brasileira.

Profissional	Quantitativo Mínimo CNEN NN 6.10	Quantitativo Mínimo Anvisa RDC-20
Radio-oncologista	01 (um) para cada 600 novos pacientes por ano no Serviço de Radioterapia	3 (três) horas trabalhadas para cada paciente novo computados no intervalo de 1 (um) ano
Físico Médico Especialista	01 (um) para cada 600 novos pacientes por ano no Serviço de Radioterapia	3 (três) horas trabalhadas para cada paciente novo computados no intervalo de 1 (um) ano
Técnico/Tecnólogo de Radiologia	Quantidade necessária e suficiente de modo que haja, no mínimo, dois técnicos em radioterapia, por turno, por máquina	10 (dez) horas trabalhadas para cada 50 (cinquenta) pacientes tratados ou simulados ao dia

Referências

- AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 17, p. 457 – 2 2016.
- ADJEIWAH, M. **Quality Assurance for Magnetic Resonance Imaging (MRI) in Radiotherapy**. 2019. 75 p. Tese (Doutorado) — UMEA University.
- ADLER, J. R. J. *et al.* The Cyberknife: a frameless robotic radiosurgery. **Stereotactic and Functional Neurosurgery**, Lyon, v. 1, n. 1, p. 124 – 128, January 1997.
- AGAZIRYAN, N. *et al.* Intra-fraction motion management for radiosurgical treatments of trigeminal neuralgia: clinical experience, imaging frequency, and motion analysis. **Cureus - Open articles**, v. 13, n. 4, p. 2 – 7, 4 2021.
- AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. RESOLUÇÃO DA DIRETORIA COLEGIADA - RDC Nº 20. **RESOLUÇÃO DA DIRETORIA COLEGIADA - RDC Nº 20**, 2006. Disponível em: <https://www.cevs.rs.gov.br/upload/arquivos/201611/01172122-20120418113323rdc-20-2006-diretrizes-servicos-de-radioterapia.pdf>.
- AGENCY, I. A. E. **Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer**: Technical Reports Series No.430. VIENNA:IAEA, 2004.
- AL-HALLAQ, H. A. *et al.* AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. **Medical physics**, v. 49, p. e82 – e112, 2 2022.
- ALAEI, P.; HIGGINS, P. D.; GERBI, B. J. In vivo diode dosimetry for IMRT treatments generated by Pinnacle treatment planning system. **Medical Dosimetry**, p. 26 – 29, 2009. Disponível em: doi.org/10.1016/j.meddos.2008.01.002.
- ALFONSO, R. *et al.* A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. **Medical Physics** 2008;**35(11):5179-86**, v. 35, n. 11, p. 5179 – 5186, Nov 2008.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS STAFF. **Annual Book of ASTM Standards 1990**. [S.l.: s.n.], 1990.
- ARP, D. T.; CARL, J. EXACTRAC x-ray and beam isocenters - What's the difference? **Medical Physics**, v. 39, n. 3, p. 1418 – 1423, February 2012.
- ASGARI; BANAEI, N.; NEDAIE, H. A. Comparison of full width at half maximum and penumbra of different Gamma Knife models. **Journal of Cancer Research and Therapeutics**, v. 14, n. 2, p. 260 – 266, MAR 2018.
- ASMERON, G. *et al.* The design and physical characterization of a multileaf collimator for robotic radiosurgery. **Biomedical Physics and Engineering Express**, v. 2, n. 017003, p. 1 – 13, January 2016. Disponível em: [doi:10.1088/2057-1976/2/1/017003](https://doi.org/10.1088/2057-1976/2/1/017003).
- ASP, L. *et al.* **The Role of a Physicist in Radiation Oncology**: AAPM Report No. 38. [S.l.], 1993.

- ASPRADAKIS, M. *et al.* **Small field MV photon dosimetry. IPEM Report No. 103.** 2010.
- ASTRO'S MULTIDISCIPLINARY QUALITY ASSURANCE COMMITTEE. **Safety is No Accident: A Framework for Quality Radiation Oncology Care.** March 2019.
- ATWOOD, T. F. *et al.* Establishing a New Clinical Role for Medical Physicists: A Prospective Phase II Trial. **Int J Radiation Oncol Biol Phys**, v. 102, n. 3, p. 635 – 641, 2018.
- AZANGWE, G. Detector to detector corrections: A comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams. **Medical Physics**, v. 41, n. 7, p. 072103 – –, June 2014.
- BABIC, S. *et al.* o frame or not to frame? Cone-beam CT-based analysis of head immobilization devices specific to linac-based stereotactic radiosurgery and radiotherapy. **Journal of Applied to Clinical Medical Physics**, v. 19, n. 2, p. 111 – 120, Março 2018a.
- BABIC, S. *et al.* o frame or not to frame? Cone-beam CT-based analysis of head immobilization devices specific to linac-based stereotactic radiosurgery and radiotherapy. **Journal of Applied to Clinical Medical Physics**, v. 19, n. 2, p. 111 – 120, Março 2018b.
- BADAKHSHI, H. *et al.* Image-guided stereotactic radiosurgery for cranial lesions: large margins compensate for reduced image guidance frequency. **Anticancer research**, v. 33, p.4639 – 43, 10 2013.
- BALDOCK, C. *et al.* Topical Review: Polymer gel dosimetry. **Physics in medicine and biology**, v. 55, n. 5, p. R1 – R63, 2 2010. ISSN 0031-9155. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3031873/>.
- BARNES, M. *et al.* A retrospective analysis of setup and intrafraction positional variation in stereotactic radiotherapy treatments. **J Appl Clin Med Phys**, p. 1 – 11, 9 2020.
- BASRAN, P.; YEBOAH, C. Dosimetric verification of micro-MLC based intensity modulated radiation therapy. **J Appl Clin Med Phys**, v. 23, n. 9, p. 109 – 121, 06 2008.
- BATTISTONI, G. *et al.* FLUKA Monte Carlo simulation for the Leksell Gamma Knife Perfexion radiosurgery system: homogeneous media. **Physica Medica**, p. 1 – 6, July 2012.
- BAUMERT, B. G. *et al.* Repositioning accuracy of fractionated stereotactic irradiation: assessment of isocentre alignment for different dental fixations by using sequential CT scanning. **Radiotherapy and Oncology**, v. 74, n. 1, p. 61 – 66, Janeiro 2005.
- BENEDICT, S. H. *et al.* Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. **Medical physics**, v. 37, p. 4078 – 101, 10 2010.
- BENMAKHLOUF, H.; SEMPAN, J.; ANDREO, P. Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: A PENELOPE Monte Carlo study. **Medical Physics**, v. 41, n. 4, p. 041711 – –, Apr 2014.
- BENNION, N. R.; T, M.; V, V. A comparison of clinical and radiologic outcomes between frame-based and frameless stereotactic radiosurgery for brain metastases. **Pract Radiat Oncol.**, v. 6, n. 6, p. e283 – e290, 2016.
- BERNETT, G. H. *et al.* Stereotactic radiosurgery—an organized neurosurgery-sanctioned definition. **J Neurosurg**, v. 106, p. 1 – 5, January 2007.

- BHATNAGAR, J. P. *et al.* Measurement of relative output factors for the 8 and 4 mm collimators of Leksell Gamma Knife Perfexion by film dosimetry. v. 36, n. 5, p. 1768 – 1774, April 2009.
- BISSONNETTE, J. *et al.* Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. **Medical Physics**, v. 39, n. 4, p. 1946 – 1963, March 2012.
- BOMAN, E. *et al.* Treatment accuracy without rotational setup corrections in intracranial SRT. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 17, p. 86 – 94, 7 2016.
- BORTFELD, T. *et al.* **Image-Guided IMRT**. 1. ed. [S.l.]: Springer, 2005. 460 p. ISBN 354020511X.
- BORZOV, E. *et al.* Dosimetric characterization of Elekta stereotactic cones. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 19, n. 1, p. 194 – 203, Janeiro 2018.
- BRASIL MINISTÉRIO DA SAÚDE. Instrução normativa: nº97. **Instrução normativa nº97**, 2021.
- BROCK *et al.* Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. n. 76, p. 44 – 43, 08 2017a.
- BROCK, K. K. *et al.* Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. n. 76, p. 44 – 43, 08 2017b.
- BRUNT, J. N. H. Computed tomography-magnetic resonance image registration in radiotherapy treatment planning. **Clinical oncology (Royal College of Radiologists (Great Britain))**, v. 22, n. 8, p. 688 – 97, Oct 2010.
- CHAIRMAN, R. L. D. *et al.* Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography. **AAPM**, 2010.
- CHANG, J. A statistical model for analyzing the rotational error of single isocenter for multiple targets technique. **Medical physics**, v. 44, p. 2115 – 2123, 4 2017.
- CHANG, J. Incorporating the rotational setup uncertainty into the planning target volume margin expansion for the single isocenter for multiple targets technique. **Practical radiation oncology**, v. 8, p. 475 – 483, 7 2018.
- CHANG, Z. *et al.* Imaging system QA of a medical accelerator, Novalis Tx, for IGRT per TG 142: our 1 year experience. **J Appl Clin Med Phys**. 2012 Jul 5;13(4):3754. doi: 10.1120/jacmp.v13i4.3754., v. 13, n. 4, p. 113 – 140, Julho 2012.
- CHAO, S. T. *et al.* ACR-ASTRO Practice Parameter for the Performance of Stereotactic Body Radiation Therapy. **American journal of clinical oncology**, v. 43, p. 545 – 552, 5 2020.
- CHAPPELL, P. M. *et al.* Comparison of lesion enhancement on spin-echo and gradient-echo images. **AJNR Am J Neuroradiol**, v. 15, n. 1, p. 37 – 44, Jan 1994.
- CHEN, A. Y. *et al.* Frame and frameless linear accelerator-based radiosurgery for idiopathic trigeminal neuralgia. **J Radiosurg SBRT**, v. 3, n. 4, p. 259 – 270, 2015.

CHOW, J. C.; SEGUIN, M.; ALEXANDER, A. Dosimetric effect of collimating jaws for smallmultileaf collimated fields. **Medical Physics**, v. 32, n. 3, p. 759 – 765, March 2005.

CLARK, G. M. *et al.* Plan quality and treatment planning technique for single isocenter cranial radiosurgery with volumetric modulated arc therapy. **Practical radiation oncology**, v. 2, p. 306 – 313, 3 2014.

CLARK, G. M. *et al.* Feasibility of single-isocenter volumetric modulated arc radiosurgery for treatment of multiple brain metastases. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 76, p. 296 – 302, 10 2009.

CNEN. NN 6.10 - Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia. 12 2014. Disponível em: <http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm610.pdf>.

DAS, I. J. Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in smallfields and non-equilibrium conditions. **Medical physics**, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mp.15030>.

DAS, I. J. *et al.* A quality assurance phantom for electronic portal imaging devices. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 12, n. 2, p. 391 – 403, dezembro 2010.

DAS, I. J. *et al.* Quality and Safety Considerations in Stereotactic Radiosurgery and Stereo- tactic Body Radiation Therapy: An ASTRO Safety White Paper Update. **Practical Radiation Oncology**, v. 12, n. 4, p. e253 – e268, July-August 2022.

DAS, I. J.; DING, G.; AHNESJÖ, A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. v. 35, n. 1, p. 206 – 215, Jan 2008.

DERREUMAUX, S. *et al.* Lessons from recent accidents in radiation therapy in France. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 131, n. 1, p. 130 – 135, 2008.

DIETERICH et A. S. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. **Medical physics**, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1118/1.3579139>.

DIETERICH, S.; FORD, E.; HALASZ, C. MO-D-BRB-07: Failure-Mode and Effects Analysis Study for CyberKnife Stereotactic Radiosurgery. In: MEDICINE, A. A. of Physicists in (Ed.). **Fifty-fourth annual meeting of the american association of physicists in medicine**. [S.l.], 2012. v. 39, p. 3867 – 3867.

DIETRICH, S. *et al.* Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. **Medical Physics**, v. 38, n. 6, p. 2914 – 2936, June 2011.

DONALD, R. L. M. *et al.* Real-Time Infrared Motion Tracking Analysis for Patients Treated With Gated Frameless Image Guided Stereotactic Radiosurgery. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 106, n. 2, p. 413 – 421, Fevereiro 2020.

DYK, J. V. *et al.* Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. **Int J Radiation Oncol Biol Phys**, v. 26, p. 261 – 273, 1993.

ECHNER, G. G. *et al.* The design, physical properties and clinical utility of an iris collimator for robotic radiosurgery. **Physics in Medicine and Biology**, IOP Publishing, v. 1, n. 54, p. 5359 – 5380, August 2009. Disponível em: [doi:10.1088/0031-9155/54/18/001](https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/18/001).

- EKLUND, K. **Modeling silicon diode dose response in radiotherapy fields using fluence pencil kernels**. 2010. - p. Tese (Doutorado) — Faculty of Medicine, Uppsala Universitet.
- ELAWADI, A. A. *et al.* The Effect of Contrast Agents on Dose Calculations of Volumetric Modulated Arc Radiotherapy Plans for Critical Structures. **Applied Sciences**, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/app11188355>.
- ELEKTA. **A new TMR dose algorithm in Leksell Gamma Plan**. Kungstensgata: [s.n.], 2011.
- ELSON, A. *et al.* Use of helical TomoTherapy for the focal hypofractionated treatment of limited brain metastases in the initial and recurrent setting. **Frontiers Oncology**, v. 27, n. 5, p. 0 – 0, January 2015.
- EZZELL, G. A. The spatial accuracy of two frameless, linear accelerator-based systems for single-isocenter, multitarget cranial radiosurgery. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 18, p. 37 – 43, 3 2017.
- FAN, Q. *et al.* A Quality Assurance Approach for Linear Accelerator Mechanical Isocenters with Portal Images. **International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology**, v. 7, p. 100 – 114, February 2018.
- FLICKINGER, J. C. *et al.* Dose selection in stereotactic radiosurgery. **Prog Neurol Surg**, v. 20, n. 1, p. 28 – 42, 02 2007.
- FLICKINGER, J. C. *et al.* Development of a model to predict permanent symptomatic postradiosurgery injury for arteriovenous malformation patients. Arteriovenous Malformation Radiosurgery Study Group. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, v. 46, n. 5, p. 1143 – 1148, 03 2000.
- FLICKINGER, J. C. *et al.* Dose selection in stereotactic radiosurgery. **Prog Neurol Surg**, v. 27, n. 11, p. 49 – 57, 12 2013.
- FLICKINGER, J. C. *et al.* Development of a model to predict permanent symptomatic postradiosurgery injury for arteriovenous malformation patients. Arteriovenous Malformation Radiosurgery Study Group. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 46, p. 1143 – 8, 3 2000.
- FOG, L. S. *et al.* A closer look at RapidArc® radiosurgery plans using very small fields. **Physics in Medicine & Biology**, v. 56, n. 6, p. 1853 – 1863, Março 2011.
- FOSTES, R. SRS/SBRT Errors and Causes. In: **AAPM Summer School**. [s.n.], 2014. p. 1 – 48. Disponível em: https://www.aapm.org/meetings/2014SS/documents/03Tuesday1030-AAPMSummerSchool2014SafetyandQAPresentationRDFFinal_REVISED-rx.pdf. Acesso em: 06/07/2022.
- FRAASS, B. *et al.* American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. **Medical physics**, v. 25, p. 1773 – 829, 11 1998.
- FURNARI, L. *et al.* (org.). **Controle da Qualidade em Radioterapia**. São Paulo: Crayon Editorial, 2021. ISBN 978-85-66727-01-2.

GANESHKUMAR, P. *et al.* Plan evaluation indices: A journey of evolution. **Reports of practical oncology and radiotherapy : journal of Greatpoland Cancer Center in Poznan and Polish Society of Radiation Oncology**, v. 25, p. 336 – 344, 3 2020.

GEVAERT, T. *et al.* Clinical Evaluation of a Robotic 6-Degree of Freedom Treatment Couch for Frameless Radiosurgery. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 83, n. 1, p. 467 – 474, Maio 2012.

GIBBONS, J. P. *et al.* Monitor unit calculations for external photon and electron beams: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 71. **Medical Physics**, v. 41, n. 3, 2014. Disponível em: [https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10:1118/1:4864244](https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.4864244).

GILLER, C. A. *et al.* **Radiosurgical Planning: Gamma Knife Tricks and Cyber Picks**. 1. ed. [S.l.]: Wiley-Blackwell, July/2009. 200 p. ISBN 0470175567.

GLEIDE-HURST, C. K. *et al.* **Report No. 284 - AAPM Task Group 284: Magnetic Resonance Imaging Simulation in Radiotherapy: Considerations for Clinical Implementation, Optimization, and Quality Assurance**. [S.l.], 2021. Disponível em: [https://doi.org/10:1002/mp:14695](https://doi.org/10.1002/mp.14695).

GOURMELON, P. *et al.* The French radiation accident experience: emerging concepts in radiation burn and ARS therapies and in brain radiopathology. In: **36th annual meeting of the European Radiation Research Society**. [S.l.: s.n.], 2008. v. 43, n. 5, p. 1 – 4.

GOYAL, S.; KATARIA, T. Image Guidance in Radiation Therapy: Techniques and Applications. **Hindawi Publishing Corporation - Radiology Research and Practice**, p. 1 – 11, December 2014.

GRAFFEO, C. S. *et al.* Stereotactic Radiosurgery for Spetzler-Martin Grade I and II Arterio-venous Malformations: International Society of Stereotactic Radiosurgery (ISRS) Practice Guideline. **Neurosurgery**, v. 87, n. 3, p. 442 – 452, 09 2020.

GRIMM, J. *et al.* High Dose per Fraction, Hypofractionated Treatment Effects in the Clinic (HyTEC): An Overview. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 110, p. 1 – 10, 4 2021.

GROPPO, D.; SARAIVA, C. W. C.; CALDAS, L. V. E. Determination of the penumbra width of Elekta SRS cone collimator for 6MV FF and 6MV FFF energies using gradient-based edge detection. **Radiation Physics and Chemistry Volume 167, February 2020, 108319**, v. 167, n. 108319, p. 1 – 5, Fevereiro 2020.

GUCKENBERGER, M. *et al.* Reliability of the bony anatomy in image-guided stereotactic radiotherapy of brain metastases. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 69, n. 1, p. 294 – 301, 09 2007.

GUCKENBERGER, M. *et al.* Definition and quality requirements for stereotactic radiotherapy: consensus statement from the DEGRO/DGMP Working Group Stereotactic Radiotherapy and Radiosurgery. **Strahlentherapie und Onkologie : Organ der Deutschen Röntgen- gesellschaft ... [et al]**, v. 196, p. 417 – 420, 3 2020.

GUCKENBERGER, M. *et al.* Dosimetric consequences of translational and rotational errors in frameless image-guided radiosurgery. **Radiation Oncology**, v. 7, n. 63, p. 1 – 8, Abril 2012.

- GUCKENBRGER, M. *et al.* Definition and quality requirements for stereotactic radiotherapy: consensus statement from the DEGRO/DGMP Working Group Stereotactic Radiotherapy and Radiosurgery. **Strahlenther Onkol**, v. 196, n. 5, p. 417 – 420, 05 2020.
- GUCKENGERGER, M. *et al.* Precision of Image-Guided Radiotherapy (IGRT) in Six Degrees of Freedom and Limitations in Clinical Practice. **Strahlentherapie und Oncologie**, v. 183, n. 6, p. 307 – 313, June 2007.
- GUCKENGRGER, M. *et al.* Definition and quality requirements for stereotactic radiotherapy: consensus statement from the DEGRO/DGMP Working Group Stereotactic Radiotherapy and Radiosurgery. **Strahlentherapie und Oncologie : Organ der Deutschen Rontgen- gesellschaft ... [et al]**, v. 196, p. 417 – 420, 3 2020.
- HALVORSEN, P. H. *et al.* AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n. 5, p. 10 – 21, 2017a.
- HALVORSEN, P. H. *et al.* AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n. 5, p. 10 – 21, 2017b.
- HANSEN, C. R. *et al.* Contouring and dose calculation in head and neck cancer radiotherapy after reduction of metal artifacts in CT images. **ACTA ONCOLOGICA**, 2017. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28464749/>.
- HE, D. C. *et al.* Positioning error analysis of the fraxion localization system in the intracranial stereotactic radiotherapy of tumors. **Clinical and Translational Oncology**, v. 23, n. 1, p. 43 – 47, Janeiro 2021.
- HERK, M. van. Errors and Margins in Radiotherapy. **Seminars in Radiation Oncology**, v. 14, n. 1, p. 52 – 64, Janeiro 2004.
- HERMAN, M. G. *et al.* Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. **Med. Phys.** **28 5, May 2001**, v. 28, n. 5, p. 712 – 737, 5 2001.
- HIGGINS, P. D. Monitor unit checking in heterogeneous stereotactic body radiotherapy treatment planning. **Medical Dosimetry**, v. 36, p. 255 – 263, 2011. Disponível em: doi.org/10.1016/j.meddos.2010.04.003.
- HONG, L. *et al.* Experience of micromultileaf collimator linear accelerator based single fraction stereotactic radiosurgery: tumor dose inhomogeneity, conformity, and dose fall off. **Medical physics**, v. 38, p. 1239 – 47, 4 2011.
- HUG, M. S. *et al.* The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. **Medical Physics**, v. 43, n. 7, p. 4209 – 4262, July 2016.
- HUR, B. I. *et al.* Validation of Gamma Knife Perfexion Dose Profile Distribution by a Modified Variable Ellipsoid Modeling Technique. **J Korean Neurosurg Soc**, v. 64, n. 1, p. 13 – 22, January 2021.
- IAEA. **IAEA TRS-398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy**: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. 2006.

IAEA; AAPM. **IAEA International Atomic Energy Agency. IAEA. Technical reports series No. 483 (TRS-483). Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy. An International code of practice for Reference and Relative Dose Determination.** 2017.

IAEA - HHR 16. **Introduction of Image Guided Radiotherapy into Clinical Practice.** VIENA: IAEA, 2019.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy:** Safety Reports Series No. 17. Viena, 2000.

IAEA, H. . **Introduction of image guided radiotherapy into clinical practice / Internatio- nal:** IAEA Human Health Reportas - 16. Vena: IAEA, 2019.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **SETTING UP A RADIOTHERAPY PRO- GRAMME:: CLINICAL, MEDICAL PHYSICS, RADIATION PROTECTION AND SAFETY ASPECTS.** VIENNA, 2008.

IWATA, H. *et al.* Hypofractionated stereotactic radiotherapy with CyberKnife for nonfunctioning pituitary adenoma: high local control with low toxicity. **Neuro Oncol**, v. 13, n. 8, p. 916 – 922, 08 2011.

JAFFRAY, D. A. Accurate accumulation of dose for improved understanding of radiation effects in normal tissue. **International Journal of Radiation Oncology**, p. 135 – 139, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.06.093>.

Jl, T.; CONG, X. Spatial uncertainty of Elekta stereotactic cones in the treatment of multiple brain metastases using multiple cones. **Journal of Radiation Research and Applied Sciences**, v. 15, n. 1, p. 100 – 103, Março 2022.

KAMER, J. B. van de *et al.* **Process Management and Quality Assurance for Intracranial Stereotactic Treatment - Report 25 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry.** 2015. Digital.

KARELLAS, A. B.; THOMADSEN, B. R. **Beam's Eye View Imaging in Radiation Oncology.**[S.l.]: , Taylor & Francis Group, 2017.

KARLSSON, B. *et al.* Calculation of isoeffective doses and the alpha/beta value by comparing results following radiosurgery and radiotherapy for arteriovenous malformations of the brain. **J Neurosurg**, v. 105, n. 1, p. 183 – 189, 12 2006.

KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy.** 4th. ed. Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins, 2010.

KILBY, W. *et al.* A technical overview of the Cyberknife System. In: KILBY, W. *et al.* (Ed.). **Handbook of Robotic and Image-Guided Surgery.** Elsevier Inc, 2020. cap. 2, p. 15 – 38. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814245-5:00002-5>.

KIM, D. G.; LUNSFORD, L. D. **Current and future management of brain metastasis. Stereotactic and Functional Neurosurgery.** 1a. ed. [S.l.]: karger, 2012.

KIM, H. J. *et al.* Dosimetric effect of CT contrast agent in CyberKnife treatment plans. **Radiation Oncology**, 2013. Disponível em: <https://ro-journal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-717X-8-244>.

- KIM, T. H. *et al.* Development of an IAEA phase-space dataset for the Leksell Gamma Knife® T Perfexion™ using multi-threaded Geant4 simulations. **Physica Medica** **64** (2019) 222–229, v. 64, p. 222 – 229, July 2019.
- KIRBY, M.; CALDER, K. **On-Treatment Verification Imaging**. [S.l.]: CRC Press, 2019. 266 p.
- KIRKPATRICK, J. *et al.* Defining the optimal planning target volume in image-guided stereotactic radiosurgery of brain metastases: results of a randomized trial. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 91, n. 1, p. 100 – 108, 01 2015.
- KLEIN, E. E. *et al.* Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. **Medical Physics**, v. 36, n. 9, p. 4196 – 4212, September 2009a.
- KLEIN, E. E. *et al.* Task Group 142: Quality assurance of medical accelerators. **Medical Physics**, v. 36, n. 9, p. 4197 – 4212, September 2009b.
- KONDZIOLKA, D. Functional radiosurgery. **Neurosurgery**, v. 44, n. 1, p. 12 – 20, 01 1999.
- KONDZIOLKA, D. *et al.* Radiosurgery and radiotherapy: observations and clarifications. **J Neurosurg**, v. 101, n. 4, p. 585 – 589, 10 2004.
- KRAUS, K. M.; KAMPFER, S.; WILKENS, J. **Helical tomotherapy**: Comparison of Hi-ART and Radixact clinical patient treatments at the Technical University of Munich. [S.l.], 2020.
- KUTCHER, G. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group 40. **MEDICAL PHYSICS-LANCASTER**, p. 581 –, 1994. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8058027/>.
- KUTUK, T. *et al.* Dedicated isotropic 3-D T1 SPACE sequence imaging for radiosurgery planning improves brain metastases detection and reduces the risk of intracranial relapse. **Radiother Oncol**, v. 173, n. 2, p. 84 – 92, 08 2022.
- L, F. *et al.* Conformity index: a review. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 64, p. 333 – 42, 1 2006.
- LASAK, J. M.; GORECKI, J. P. The history of stereotactic radiosurgery and radiotherapy. **Otolaryngologic clinics of North America**, v. 42, n. 4, p. 593 – 599, 08 2009.
- LATIFI, K. *et al.* Practical quantification of image registration accuracy following the AAPM TG-132 report framework. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 19, p. 125 – 133, 6 2018.
- LAWRENCE, Y. R. *et al.* Radiation dose-volume effects in the brain. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 76, p. S20 – 7, 2 2010.
- LEVEGRUN, S. *et al.* Radiation-induced changes of brain tissue after radiosurgery in patients with arteriovenous malformations: correlation with dose distribution parameters. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 59, p. 796 – 808, 6 2004.
- LIAO, H. *et al.* Fractionated stereotactic radiosurgery using the Novalis system for the management of pituitary adenomas close to the optic apparatus. **J Clin Neurosci**, v. 21, n. 1, p. 111 – 115, 01 2014.

- LIGHTSTONE, A. W. *et al.* Intracranial stereotactic positioning systems: Report of the american association of physicists in medicine radiation therapy committee task group no. 68. **Medical Physics**, v. 32, n. 7, p. 2380 – 2398, Julho 2005.
- LINDVALL, P. *et al.* Hypofractionated stereotactic radiotherapy in medium-sized to large arteriovenous malformations. **J Clin Neurosci**, v. 22, n. 6, p. 955 – 958, 06 2015.
- LOMAX, N. J.; SCHEIB, S. G. Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatmentplanning. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 55, p. 1409 – 19, 3 2003.
- LOZANO, A. M. *et al.* Gamma Knife: Technical Aspects. In: LOZANO, A. M. *et al.* (Ed.). **Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery**. 2. ed. [S.l.]: Springer, 2009. v. 1. ISBN 978-3-540-69960-6.
- LUH, J. Y. *et al.* ACR-ASTRO Practice Parameter for Image-guided Radiation Therapy(IGRT). **American journal of clinical oncology**, v. 43, p. 459 – 468, 5 2020.
- LUTZ, W.; WINSTON, K. R.; MALEKI, N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.**, v. 14, n. 2, p. 373 – 381, February1998.
- MACKIE, T. R. The history of Tomotherapy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 51, n. 13,p. 427 – 453, January 2006.
- MANGER, R. P. *et al.* Failure mode and effects analysis and fault tree analysis of surfaceimage guided cranial radiosurgery. **Medical Physics**, v. 42, n. 5, p. 2449 – 2461, May 2015.
- MARINO, C. *et al.* **Case Study - Treating Solitary Brain Metastases with RapidArc andMV-IGRT**. [S.l.]: VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2012.
- MASI, L. *et al.* Cone Beam CT Image Guidance for Intracranial Stereotactic Treatments: Comparison With a Frame Guided Set-Up. **International Journal of Radiation OncologyBiology Physics**, v. 71, n. 3, p. 926 – 933, Julho 2008.
- MASINI, L. *et al.* Application of failure mode and effects analysis to intracranial stereotacticradiation surgery by linear accelerator. **Practical Radiation Oncology**, v. 4, n. 6, p. 392 – 397, March 2014.
- MCCULLOUGH, J. P. *et al.* AAPM MEDICAL PHYSICS PRACTICE GUIDELINE 2.b.: Commissioning and quality assurance of X-ray-based image-guided radiotherapy systems. **J Appl Clin Med Phys**. 2021;22(9):73–81., v. 22, n. 9, p. 73 – 81, 6 2021.
- MCNAIR, H. A.; FRANKS, K. N.; HERK, M. V. On Target 2: Updated Guidance for Image- guided Radiotherapy. **Clinical oncology (Royal College of Radiologists (Great Britain))**, v. 34, p. 187 – 188, 11 2021.
- MENZEL, H. International commission on radiation units and measurements. **Journal ofthe ICRU**, p. 14 –, 02 2014. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/home/cru>.
- MEYER, J. L.; HINKELBEIN, W. **IMRT, IGRT, SBRT – Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy**. [S.l.]: KARGER, 2007. v. 40.

MINNITI, G.; OSTI, M. F.; NIYAZI, M. Target delineation and optimal radiosurgical dose for pituitary tumors. **Radiat Oncol**, v. 11, n. 1, p. 1 – 14, 10 2016.

MINNITI, G. *et al.* Frameless linac-based stereotactic radiosurgery (SRS) for brain metastases: analysis of patient repositioning using a mask fixation system and clinical outcomes. **Radiation Oncology (London, England)**, BioMed Central, v. 6, p. 158 –, 2011. ISSN 1748-717X. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3253058/>.

MORALES, J. E. **ADVANCES IN VERY SMALL X-RAY FIELD DOSIMETRY FOR CIRCULAR CONES USED IN STEREOTACTIC RADIOSURGERY**. 2019. 163 p. Tese (Doutorado em Filosofia).

MURPHY, M. J. *et al.* The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. **Medical Physics**, v. 34, n. 10, p. 4041 – 4063, September 2007.

MUTIC, S. *et al.* Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no.66. **Medical Physics**, v. 30, n. 10, p. 2762 – 2792, October 2003.

NASA OFFICE OF SAFETY AND MISSION ASSURANCE. **Fault Tree Handbook with Aerospace Applications**. 1. ed. [S.l.: s.n.], 2002. v. 1. 218 p.

NATAF, F. *et al.* Radiosurgery with or without A 2-mm margin for 93 single brain metastases. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 70, n. 3, p. 766 – 772, 03 2008.

NOVOTNY, J. J. *et al.* Long-term stability of the leksell Gamma Knife® Perfexion(TM) patientpositioning system (PPS). **Medical Physics**, v. 41, n. 3, p. 031711–1 – 031711–9, February 2014.

OLCH, A. J. *et al.* Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176. **Medical physics**, v. 41, p. 061501 –, 6 2014a.

OLCH, A. J. *et al.* Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176. **Medical physics**, v. 41, p. 061501 –, 6 2014b.

PADDICK, I. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. Technical note. **Journal of neurosurgery**, v. 93 Suppl 3, p. 219 – 22, 1 2001.

PADDICK, I.; LIPPITZ, B. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index. **Journal of neurosurgery**, v. 105 Suppl, p. 194 – 201, 12 2006.

PALMANS, H. *et al.* Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: summary of TRS-483, the IAEA- AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. **Medical Physics**, v. 45, n. 11, p. 1123 – 1145, September 2018.

PAPACONSTADOPOULOS, P. **On the detector response and the reconstruction of the source intensity distribution in small photon fields**. 2016. - p. Tese (PhD Tesis) — McGill University.

PAPANIKOLAOU, N. TISSUE INHOMOGENEITY CORRECTIONS FOR MEGAVOLTAGE PHOTON BEAMS. **American Association of Physicists in Medicine**, 2004. Disponível em: www.aapm.org/pubs/reports/rpt_85.

PAPANIKOLAOU, N. *et al.* TISSUE INHOMOGENEITY CORRECTIONS FOR MEGAVOLTAGE PHOTON BEAMS. **AAPM REPORT NO. 85**, 08 2004.

PAPPAS, E. P. *et al.* On the development of a comprehensive MC simulation model for the Gamma Knife Perfexion radiosurgery unit. **Phys. Med. Biol.**, n. 61, p. 1182 – 1203, January 2016.

PAULSON, E.; CRIJNS, S.; KELLER, B. Consensus opinion on MRI simulation for external beam radiation treatment planning. **Radiother Oncol**, v. 2, p. 187 – 192, 2 2016.

PAULSON, E. *et al.* Consensus opinion on MRI simulation for external beam radiation treatment planning. **Radiotherapy and Oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, v. 121, n. 2, p. 187 – 192, Nov 2016.

PEREZ, C. A.; VIJAYAKUMAR, S. **Technical basis of radiation therapy**: Practical Clinical Applications. [S.l.]: Springer-Verlag, 2006.

PETTI *et al.* P. L. Recommendations on the practice of calibration, dosimetry, and quality assurance for gamma stereotactic radiosurgery: Report of AAPM Task Group 178. **Medical physics**. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mp.14831>.

PIE DADE, P. A.; L.A, R.; J.G.P, P. Volume-dose indexes and dose prescription descriptive review of radiosurgery planning. **BRAZILIAN JOURNAL OF RADIATION SCIENCES**, v. 7, n. 3B, p. 01 – 06, 2019.

PODGORSK, E. **Radiation oncology physics**: A Handbook for teachers and students. VIENA: IAEA, 2005.

POPPE, R. *et al.* Transition From Manual to Automated Planning and Delivery of Volumetric Modulated Arc Therapy Stereotactic Radiosurgery: Clinical, Dosimetric, and Quality Assurance Results. **Practical radiation oncology**, v. 11, p. e163 – e171, 2 2021.

PRADO, A. *et al.* Dosimetric characterization of a 5 mm diameter BrainLab cone for radiosurgery. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v. 4, n. 4, p. 045042 – 045060, Julho 2018.

PUTZ, F. *et al.* Magnetic resonance imaging for brain stereotactic radiotherapy. **Strahlenther Onkol**, v. 196, n. 1, p. 444 – 456, March 2020a.

PUTZ, F. *et al.* FSRT vs. SRS in Brain Metastases-Differences in Local Control and Radiation Necrosis-A Volumetric Study. **Frontiers in Oncology**, v. 10, n. 559193, 09 2020b.

RADIOLOGYINFO.ORG. **Professions in Radiation Therapy**. Disponível em: <https://www.radiologyinfo.org/en/info/professions-radiation-therapy>. Acesso em: 22 de julho de 2022.

RAMAKRISHNA, N. *et al.* A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based radiosurgery versus a frameless image-guided radiosurgery system for intracranial lesions. **Radiotherapy and Oncology**, v. 95, p. 109 – 115, Avril 2010a.

- RAMAKRISHNA, N. *et al.* A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based radiosurgery versus a frameless image-guided radiosurgery system for intracranial lesions. **Radiotherapy and Oncology**, v. 95, p. 109 – 115, Abril 2010b.
- REICHERT, M. *et al.* Contrast-enhanced 3-dimensional SPACE versus MP-RAGE for the detection of brain metastases: considerations with a 32-channel head coil. **Investigative radiology**, v. 48, n. 1, p. 55 – 60, Jan 2013.
- REYNOLDS, T. *et al.* Dose Gradient Index for Stereotactic Radiosurgery/Radiation Therapy. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 106, p. 604 – 611, 22020a.
- REYNOLDS, T. A. *et al.* Dose Gradient Index for Stereotactic Radiosurgery/Radiation Therapy. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 106, p. 604 – 611, 2 2020b.
- RICOTTONE, N. *et al.* HYPO-FRACTIONATED NON-INVASIVE TREATMENT OF A SOLITARY BRAIN METASTASIS USING RAPIDARC AND A MEGAVOLTAGE (MV) BASED PATIENT POSITIONING TECHNIQUE. In: **XXI CONGRESSO NAZIONALE AIRO**. [S.l.:s.n.], 2011. p. 236 – 237.
- ROPER, J. *et al.* Single-Isocenter Multiple-Target Stereotactic Radiosurgery: Risk of Compromised Coverage. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 93, p. 540 – 6, 10 2015.
- S, A. *et al.* COMPARISON OF MINIATURE MULTILEAF COLLIMATION (MMLC) WITH CIRCULAR COLLIMATION FOR STEREOTACTIC TREATMENT. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys**, v. 37, n. 3, p. 679 – 688, 03 1997. ISSN 0360-3016/97.
- SALKELD, A. *et al.* Changes in Brain Metastasis During Radiosurgical Planning. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 102, n. 4, p. 727 – 733, Nov2018.
- SALTER, B. J. *et al.* The talon removable head frame system for stereotactic radiosurgery/radiotherapy: measurement of the repositioning accuracy. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 51, n. 2, p. 555 – 562, Outubro 2001.
- SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. **Radioterapia em Oncologia**. 2. ed. [S.l.]:Atheneu, 2013. 1312 p. ISBN 9788538803812.
- SANTO, M. L. R. S. *et al.* Análise de riscos FMEA vs. SEVRA em tratamentos radioterápicos com equipamentos de quilovoltagem. **Brazilian Journal Of Radiation Sciences**, v. 7, n. 3, p. 1 – 18, 2019.
- SANTOS, J. D. L. *et al.* Image guided radiation therapy (IGRT) technologies for radiation therapy localization and delivery. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 87, n. 1, p. 33 – 45, 09 2013.
- SARAIVA, C. W. C. *et al.* Gamma Knife radiosurgery for vestibular schwannomas: Evaluation of planning using the sphericity degree of the target volume. **PloS one**, v. 15, p. e0225638 –, 1 2020.

SAW, C. B. *et al.* Clinical implementation of radiosurgery using the Helical TomoTherapy unit. **Medical Dosimetry**, v. 43, n. 3, p. 284 – 290, January 2018.

SHELL, M. *et al.* **AAPM REPORT NO. 54 STEREOTACTIC RADIOSURGERY**: Report of Task Group 42 Radiation Therapy Committee. [S.l.], 1995. Disponível em: https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_54.pdf.

SCHMITT, D. *et al.* Technological quality requirements for stereotactic radiotherapy : Expertreview group consensus from the DGMP Working Group for Physics and Technology in Stereotactic Radiotherapy. **Strahlenther Onkol.**, v. 196, n. 5, p. 421 – 443, May 2020a.

SCHMITT, D. *et al.* Technological quality requirements for stereotactic radiotherapy : Expertreview group consensus from the DGMP Working Group for Physics and Technology in Stereotactic Radiotherapy. **Strahlenther Onkol**, v. 196, n. 5, p. 421 – 443, 05 2020b.

SCHMITT, D. *et al.* Technological quality requirements for stereotactic radiotherapy. **Strahlenther Onkol**, p. 421 – 443, 3 2020c.

SCHULLER, B. W.; HENDRICKSON, K. R. G.; RONG, Y. Medical physicists should meetwith patients as part of the initial consult. **J Appl Clin Med Phys**, v. 19, n. 2, p. 6 – 9, 2018.

SEIBERT, T. M. *et al.* Distortion inherent to magnetic resonance imaging can lead to geometric miss in radiosurgery planning. **Practical Radiation Oncology**, v. 6, n. 6, p. 319 – 328, November 2016.

SELVAN, K. T. *et al.* Dosimetric Effect of Rotational Setup Errors in Single-Isocenter Volumetric-Modulated Arc Therapy of Multiple Brain Metastases. **Journal of medical physics**, v. 44, p. 84 – 90, 7 2019.

SEUNTJENS, J. *et al.* ICRU report 91. Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. **Journal of the ICRU**, v. 14, n. 2, p. 1 – 160, 07 2014a.

SEUNTJENS, J. *et al.* ICRU report 91. Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. **Journal of the ICRU**, v. 14, n. 2, p. 1 – 160, 07 2014b.

SEUNTJENS, J.; VERHAEGEN, F. Comments on 'Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams'. **Physics in Medicine & Biology**, v. 48, n. 21, p. L43 – –, Nov 2003.

SEYMOUR, Z. A. *et al.* Interval From Imaging to Treatment Delivery in the Radiation Surgery Age: How Long Is Too Long? **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 93, n. 1, p. 126 – 32, Sep 2015.

SHAW, E. *et al.* Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primarybrain tumors and brain metastases: final report of RTOG protocol 90-05. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 47, p. 291 – 8, 5 2000a.

SHAW, E. *et al.* Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primarybrain tumors and brain metastases: final report of RTOG protocol 90-05. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 47, p. 291 – 8, 5 2000b.

SHCULLER, B. W. *et al.* Failure mode and effects analysis: A community practice perspective. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n. 6, p. 258 – 267, August 2017.

- SHEEHAN, J. P. *et al.* Gamma Knife radiosurgery for the management of nonfunctioning pituitary adenomas: a multicenter study. **J Neurosurg**, v. 119, n. 2, p. 446 – 456, 08 2013.
- SHIBAMOTO, Y. *et al.* Influence of contrast materials on dose calculation in radiotherapy planning using computed tomography for tumors at various anatomical regions: a prospective study. **Radiotherapy and Oncology**, v. 84, p. 55 – 55, 2007. Disponível em: DOI:10.1016/j.radonc.2007.05.015.
- SHTRAUS, N. *et al.* Radiosurgical treatment planning of AVM following embolization with Onyx: possible dosage error in treatment planning can be averted. **Journal of Neuro-Oncology**, JUNHO 2010. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20383557/>.
- SHUKAILI, K. A. *et al.* Characterization of ELEKTA SRS cone collimator using high spatial resolution monolithic silicon detector array. **Journal of Applied to Clinical Medical Physics**, v. 19, n. 4, p. 114 – 124, Julho 2018.
- SOISSON, E.; MP, M.; WA, T. A comparison of helical tomotherapy to circular collimator-based linear-accelerator radiosurgery for the treatment of brain metastases. **Am J Clin Oncol**, v. 34, n. 4, p. 388 – 394, August 2011.
- SOMIGLIANA, A. *et al.* How thick should CT/MR slices be to plan conformal radiotherapy? A study on the accuracy of three-dimensional volume reconstruction. **Tumori**, 1996. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9063526/>.
- SRINIVASAN, K.; MOHAMMADI, M.; SHEPHERD, J. Investigation of effect of reconstruction filters on cone-beam computed tomography image quality. **Australasian physical & engineering sciences in medicine**, v. 37, p. 607 – 14, 8 2014.
- SRIVASTAVA, S. P.; C-W, C.; J, D. I. The effect of slice thickness on target and organs at risk volumes, dosimetric coverage and radiobiological impact in IMRT planning. **Clinical and Translational Oncology**, 2016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26311077/>.
- STANHOPE, C. *et al.* Physics considerations for single-isocenter, volumetric modulated arc radiosurgery for treatment of multiple intracranial targets. **Practical radiation oncology**, v. 6, p. 207 – 213, 1 2016.
- STANLEY, H. B. *et al.* Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. **Medical physics**, p. 4078 – 4101, 2010a. Disponível em: <https://doi.org/10.1118/1.3438081>.
- STANLEY, H. B. *et al.* Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. **Medical physics**, p. 4078 – 4101, 2010b. Disponível em: <https://doi.org/10.1118/1.3438081>.
- STANLEY, J. *et al.* Evaluation of stereotactic radiosurgery conformity indices for 170 target volumes in patients with brain metastases. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 12, p. 3449 – , 5 2011.
- STERN, R. L. Verification of monitor unit calculations for nonIMRT clinical radiotherapy: report of AAPM Task Group 114. **Medical physics**, p. 504 – 530, 2011. Disponível em: doi.org/10.1118/1.3521473:

- SUMIDA, I. *et al.* Evaluation of imaging performance of megavoltage cone-beam CT over an extended period. **Journal of Radiation Research**, v. 55, p. 191 – 199, julho 2014.
- TANAKA, Y. *et al.* Impact of patient positioning uncertainty in noncoplanar intracranial stereotactic radiotherapy. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 21, p. 89 – 97, 12020.
- TANEJA, S. *et al.* CBCT image quality QA: Establishing a quantitative program. **Journal Applied Clinical Medical Physics**, v. 21, n. 11, p. 215 – 225, 2020.
- TANYI, J. A. *et al.* Impact of the high-definition multileaf collimator on linear accelerator-based intracranial stereotactic radiosurgery. **The British Journal of Radiology**, v. 84, n. 1003, p.629 – 638, Julho 2011.
- TEIXEIRA, F. C.; ALMEIDA, C. E. de; HUQ, M. S. Failure mode and effects analysis based risk profile assessment for stereotactic radiosurgery programs at three cancer centers in Brazil. **Medical Physics**, v. 43, n. 1, p. 171 – 178, January 2016.
- THOMAS, E. M. *et al.* Comparison of plan quality and delivery time between volumetric arc therapy (RapidArc) and Gamma Knife radiosurgery for multiple cranial metastases. **Neurosurgery**, v. 75, p. 409–17; discussion 417–8 –, 5 2014.
- TREUER, H. *et al.* Impact of target point deviations on control and complication probabilities in stereotactic radiosurgery of AVMs and metastases. **Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, v. 81, p. 25 – 32, 9 2006.
- TRIFILETTI, D. M. *et al.* **Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy: A Comprehensive Guide**. 1. ed. [S.l.]: Springer Nature Switzerland AG 2019, 2019.435 p. ISBN 978-3-030-16924-4.
- TRYGEESTAD, E. *et al.* Inter- and Intrafraction Patient Positioning Uncertainties for Intracranial Radiotherapy: A Study of Four Frameless, Thermoplastic Mask-Based Immobilization Strategies Using Daily Cone-Beam CT. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 80, n. 1, p. 281 – 290, Maio 2011.
- TSAI, J.; MICAILY, B.; MIYAMOTO, C. Optimization and quality assurance of an image-guided radiation therapy system for intensity-modulated radiation therapy radiotherapy. **Medical Dosimetry**, v. 37, p. 321 – 333, 2012.
- TULEASCA, C. *et al.* Stereotactic radiosurgery for trigeminal neuralgia: a systematic review. **Journal of neurosurgery**, v. 130, p. 733 – 757, 4 2018.
- VERGALASOVA, I. *et al.* Multi-Institutional Dosimetric Evaluation of Modern Day Stereotactic Radiosurgery (SRS) Treatment Options for Multiple Brain Metastases. **Frontiers in oncology**, v. 9, p. 483 –, 6 2019.
- VERHEY, L. J.; SMITH, V.; SERAGO, C. F. Comparison of radiosurgery treatment modalities based on physical dose distributions. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, v. 40, p. 497 – 505, 2 1998.
- WANG, C. *et al.* Prolonged Treatment Time Deteriorates Positioning Accuracy for Stereotactic Radiosurgery. **PLoS One**, v. 10, n. 4, p. e0123359, 2015., v. 10, n. 4, p. 1 – 10, Abril 2015.

- WARNICK, R. E. *et al.* Failure mode and effects analysis (FMEA) to enhance the safety and efficiency of Gamma Knife radiosurgery. **Journal of Radiosurgery and SBRT**, v. 7, p. 115 –125, June 2020.
- WIANT, D. B. *et al.* Commissioning and validation of BrainLAB cones for 6X FFF and 10X FFF beams on a Varian TrueBeam STx. **Journal of Applied to Clinical Medical Physics**, v. 14, n. 6, p. 293 – 306, Novembro 2013.
- WU, A. *et al.* Physics of Gamma Knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Physics**, v. 18, p. 941 – 949, 1990.
- XU, A. Y. *et al.* Failure modes and effects analysis (FMEA) for Gamma Knife radiosurgery. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n. 6, p. 152 – 168, August 2017.
- YIN, Z.; HUGTENBURG, R.; BEDDOE, A. Response corrections for solid-state detectors in megavoltage photon dosimetry. **Physics in Medicine & Biology**, v. 49, n. 16, p. 3691 – 3702, Aug 2004.
- YOO, S. *et al.* A quality assurance program for the on-board imager®. **Medical Physics**, v. 33, p. 4431 – 4447, October 2006.
- YOUNGE, K. C. *et al.* Practical Implementation of Failure Mode and Effects Analysis for Safety and Efficiency in Stereotactic Radiosurgery. **International Journal of Radiation Oncology**, v. 91, n. 5, p. 1003 – 1008, 2015.
- YU, C.; SHEPARD, D. Treatment Planning for Stereotactic Radiosurgery with Photon Beams. **Technology in Cancer Research & Treatment**, v. 2, n. 2, p. 93 – 104, 04 2003. ISSN 1533-0346.
- YUAN, Y. *et al.* Evaluation of multiple factors affecting normal brain dose in single-isocenter multiple target radiosurgery. **Journal of radiosurgery and SBRT**, v. 5, p. 131 – 144, 4 2018.
- ZACH, L. *et al.* Delayed contrast extravasation MRI: a new paradigm in neuro-oncology. **Neuro-Oncology**, v. 17, n. 3, p. 457 – 465, 01 2015.
- ZEVERINO, M. *et al.* Commissioning of the Leksell Gamma Knife Icon. **Medical Physics**, v. 44, n. 2, p. 355 – 363, December 2016/10.
- ZHANG, J. *et al.* Influence of Using a Contrast-Enhanced CT Image as the Primary Image on CyberKnife Brain Radiosurgery Treatment Plans. **Frontiers in Oncology**, 2021. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34604041/>.
- ZHANG, M. *et al.* The Measurement Accuracy of Ball Bearing Center in Portal Images Using an Intensity-Weighted Centroid Method. **International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology**, v. 4, p. 273 – 283, November 2015.
- ZHU, T. C.; SAINI, A. S. Diode dosimetry for megavoltage electron and photon beams. In: ANAIS, 2009, Colorado Springs. **AAPM Summer School**. Colorado Springs, 2009. p. 913 –939.
- ZHUANG, T. *et al.* Quantitative Study of Geometrical Distortion in Cone-beam CT Images Reconstructed using FDK Algorithm. T. Zhuang, H. Li, J. Bowsh. **International Journal of Radiation Oncology - Biology - Physics**, Julho 2009.