



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Rafaela Freitas Oliveira Benites

**Validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e
desenvolvimento de um programa CQ paciente específico**

Rio de Janeiro

2018

Rafaela Freitas Oliveira Benites

Validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e desenvolvimento de um programa CQ paciente específico

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Veloso de Almeida

Rio de Janeiro

2018

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

B467 Benites, Rafaela Freitas de Oliveira.
Validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e desenvolvimento de um programa CQ paciente específico / Rafaela Freitas de Oliveira Benites. – 2018.
200 f.

Orientador: Carlos Eduardo Veloso de Almeida.

Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Programa de Pós-Graduação em Física Médica.

1. Física Médica – Teses. 2. Radiocirurgia - Teses. 3. Radioterapia - Teses. 4. Estudos de Validação. I. Almeida, Carlos Eduardo Veloso de. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. III. Título.

CDU 615.849 – 035.4

Bibliotecária: Ana Rachel Fonseca de Oliveira
CRB7/6382

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Rafaela Freitas Oliveira Benites

Validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e desenvolvimento de um programa CQ paciente específico

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.

Aprovada em 15 de junho de 2018.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos Eduardo Veloso de Almeida (Orientador)

Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

Prof^a Dra Luciana Tourinho Campos

Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

Prof. Dr. Renato Di Prinzio

Comissão Nacional de Energia Nuclear

Rio de Janeiro

2018

Dedico este trabalho
A meu amado André, por todo amor,
incentivo, paciência e por estar
sempre presente, mesmo na ausência.

AGRADECIMENTOS

Esta dissertação encerra em si a conclusão de uma das etapas mais importantes da minha vida.

Em primeiro lugar, quero agradecer aos meus orientadores.

Ao Professor e orientador PhD Carlos Eduardo de Almeida, um agradecimento muito especial, pela atenção e incentivo profissional

Aos Drs. orientadores do Hospital Sírio-Libanês Cecília Kalil Haddad, Wellington Pimenta e Anselmo Mancini, pela criação deste projeto e suporte ao longo deste ano, mas também por todo o conhecimento partilhado. Foi um privilégio poder trabalhar consigo.

Aos orientadores de Departamento Tatiana Midori, Pedro Mendes e Edilson Pelosi.

Não posso esquecer os meus Professores Aluísio Castro, Alfonso Melendez e Luiz Conti que contribuíram na partilha de experiências durante estes anos; foram uma excelente companhia.

A todos eles desejo o maior sucesso.

Agradeço também às instituições que colaboraram neste projeto, e ofereceram as condições necessárias ao seu desenvolvimento. Foi um grande privilégio poder participar da formação em radioterapia PRONON/ Mistério da Saúde/INCA/Fundação do Câncer/UERJ.

Quero também expressar o meu agradecimento a todos os docentes do Mestrado em Radioterapia da UERJ, integrado ao Centro Biomédico.

Ao Prof. Dr. e Diretor Luís Magalhães do LCR/UERJ por ter sido revisor desta dissertação.

Aos Profs. Drs. Renato Di Prinzio e Luciana Tourinho pelas sugestões nesta dissertação.

A todos da Fundação do Câncer pelo seu excelente trabalho, pela dedicação e disponibilidade demonstrada para com todos os alunos.

Aos colegas do Hospital Sírio-Libanês SP que participaram das 12h do meu cotidiano durante a minha especialização.

Ao meu amigo Dr. Aristides Marques.

Aos meus amigos, com quem partilhei estes últimos dois anos, obrigado por os tornarem inesquecíveis.

O meu maior agradecimento dirige-se a minha família e amigos, pois tudo teria sido mais difícil sem eles, contribuíram fortemente para a minha realização pessoal e profissional.

Ao meu querido padrinho Gentil Filho.

Aos meus tão amados sogros Srs. Pedro e Fátima, vocês são demais.

Obrigada pela compreensão, paciência e sacrifícios durante estes anos. Só eles sabem o quão difícil, mas também proveitoso foi.

A meu esposo: não tenho palavras suficientes para agradecer tudo o que ele significa para mim. Este trabalho é por e para você.

Por último, aos meus pais Srs. Kerin e Magda, por sempre se esforçarem para que eu pudesse ter as melhores oportunidades em minha vida; sem eles, nada disso seria possível, e ao meu amado irmão Ricardo.

Há uma força motriz mais poderosa que o vapor, a eletricidade e a energia atômica: a vontade.

Albert Einstein

RESUMO

BENITES, Rafaela Freitas Oliveira. *Validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e desenvolvimento de um programa CQ paciente específico*. 2018. 200 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

Este trabalho teve por objetivo executar a validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e desenvolver de um programa CQ paciente específico para tratamentos de SRS *frameless*. Foi realizado o teste *End-to-end* e a análise comparativa dos planos com campos estáticos e arcos dinâmicos. Para o QA da técnica com arcos dinâmicos mostrar-se válido, após o teste *End-to-end* geométrico e dosimétrico, foram replanejados 10 casos clínicos retrospectivos na técnica de arco dinâmico e que anteriormente utilizavam campos estáticos. A comparação técnica e de distribuição de dose (DVH) entre os planos estáticos e dinâmicos analisou os índices Paddick, RTOG e homogeneidade, assim como suas análises estatísticas, o valor-*p* através do Test-T para médias, o V50%, V80%, o V12 Gy e a UM total. Para o processo de QA dos casos clínicos, foi estabelecido que as medidas dos planos seriam verificadas por meio do controle da qualidade das análises dosimétricas do *Portal Dosimetry*, da câmara de ionização *Pinpoint* e do filme radiocrômico EBT3. A comparação entre as distribuições de dose medida e planejada foi feita com função gama (γ), avaliando a porcentagem de pontos que respeitam os critérios de 3% de diferença de dose e 1 mm de distância para concordância. Verificou-se que os índices de Conformidade Paddick, RTOG, Homogeneidade, e V50%, V80%, V12 Gy e UM para arcos dinâmicos, como também a validação do CQ paciente específico, *Software* de Dosimetria Multicanal e do algoritmo AAA versão 15.1 demonstram ser satisfatórios. Concluímos que as análises e os os critérios de aceitação estabelecidos são apropriadas para a realidade da instituição, possibilitando tratar os pacientes com acentuada segurança.

Palavras-chave: Validação da técnica. Radiocirurgia. Guiada por imagens. Programa CQ. Paciente específico.

ABSTRACT

BENITES, Rafaela Freitas Oliveira. *Validation of the technique of image-guided Radiosurgery and developing of a patient-specific QA program*. 2018. 200 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

The objective of this study was to execute the validation of the technique of image-guided Radiosurgery and to develop a patient-specific QA program for frameless SRS treatment. It was performed the end-to-end test and comparative analysis of the plans with static fields and dynamic archs. In order for the dynamic archs technique QA to become valid, after the geometric and dosimetric end-to-end tests, 10 retrospectives clinical cases were replanned in the dynamic arch technique. Those clinical cases were previously utilizing static fields. The technical and dose distribution comparison (DVH) between the static and dynamic fields analyzed the Paddick, RTOG and homogeneity indexes, and also their statistical analyses, the p-value through the T-test for mean values, the V50%, V80%, V12 Gy, and the total UM. For the QA processing of the clinical cases, it was established that the plans measurements would be checked through the quality assessment of the dosimetric analyses of the Portal Dosimetry, ionizing chamber Pinpoint, and the radiochromic filme EBT3. The comparison between the distribution of measured and planned dose was done with gamma function (γ), assessing the percentage of points that respect the criteria of 3% difference between the dose and 1mm distance from concurrence. It was verified that the Paddick, RTOG, and Homogeneity Conformity Indexes as well as the QA patient-specific validation, Dosimetric Multichannel Software, and the AAA algorithmic version 15.1 showed to be adequate. The conclusion was that the analyses and the acceptance criteria established are suitable to verify the Institution reality, enabling to treat the patients with significant safeness.

Keywords: Technique validation. Image-guided Radiosurgery. Patient-specific QA program.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Efeito da dose única nos tecidos.....	36
Figura 2 –	Planejamento de REF.....	37
Figura 3 –	Aparato do isocentro estereotáxico. O feixe fixo de partículas carregadas intercepta o volume alvo no ângulo desejado.....	40
Figura 4 –	Acelerador Linear <i>Novalis® Tx Varian Medical System</i>	42
Figura 5 –	Demonstração da rotação do <i>gantry</i> e da mesa de tratamento do linac em eixos perpendiculares entre si e com a sua interceptação no alvo.....	45
Figura 6 –	Resultado do planejamento de tratamento em um plano de CT com visualizações coronal, sagital e axial.....	46
Figura 7 –	Tratamento de raociirurgia utilizando campos estáticos.....	49
Figura 8 –	Tratamento de radiocirurgia utilizando arco dinâmico.....	50
Figura 9 –	Distribuição das curvas de isodose nos planos transversal (axial), sagital e coronal.....	51
Figura 10 –	Ilustração esquemática do efeito oclusão da fonte.....	53
Figura 11 –	Efeito da penumbra.....	54
Figura 12 –	Razões de dose-água para kerma de colisão na água.....	55
Figura 13 –	<i>Phantom Steev CIRS</i> modelo 038 para sistemas SRS.....	61
Figura 14 –	CT <i>Phantom Steev CIRS</i> demonstrando o posicionamento da câmara de ionização.....	62
Figura 15 –	Ilustração do posicionamento e do acesso do conduto equivalente a tecido mole para acomodara câmara de ionização no <i>Phantom Steev CIRS</i>	62
Figura 16 –	<i>Phantom Steev</i> alinhado aos <i>lasers</i> através dos <i>cross-hairs</i>	63
Figura 17 –	Cubo com alvo esférico \varnothing 30 mm com +5% de contraste que acomoda o filme radiocrômico.....	64
Figura 18 –	Cubo Winston-Lutz com uma BB \varnothing 5 mm no isocentro e outra BB \varnothing 5 mm deslocada.....	65
Figura 19 –	Definição de um <i>Pencil Beam</i> Diferencial (DPB).....	68
Figura 20 –	Distribuição de dose do <i>Pencil Beam</i> Diferencial para várias energias....	68

Figura 21 – Cálculo da dose usando <i>Pencil Beam</i> Diferencial.....	70
Figura 22 – DVH para um caso de metástase medular.....	74
Figura 23 – Linha de isodose (conecta todos os pontos da mesma dose).....	75
Figura 24 – Histograma dose-volume (DVH).....	76
Figura 25 – Representação gráfica de conceitos de conformidade de dose e homogeneidade de dose.....	78
Figura 26 – Distribuição gerada por erros aleatórios e sistemáticos.....	83
Figura 27 – Laser guard: verifica possível risco de colisão.....	87
Figura 28 – Objeto simulador: verifica o isocentro de tratamento do linac.....	88
Figura 29 – Análise quantitativa do objeto simulador.....	89
Figura 30 – Análise dos <i>Softwares</i>	90
Figura 31 – Ilustração do acelerador linear e do <i>Portal Dosimetry</i>	91
Figura 32 – Aquisição de imagem de raios X <i>Exactrac</i> ®.....	92
Figura 33 – Sistema de radiocirurgia <i>frameless Exactrac</i> ®.....	93
Figura 34 – Sistema <i>Exactrac</i> ® da câmara e com o infravermelho.....	94
Figura 35 – Sistema <i>Exactrac</i> ® de raios X de quilovoltagem.....	94
Figura 36 – Detalhe dos componentes do sistema <i>Exactrac</i> ® de raios X de quilovoltagem.....	94
Figura 37 – Objeto simulador (<i>ET Isocenter Phantom</i>).....	95
Figura 38 – Objeto simulador (<i>ET X-Ray Calibration Phantom</i>)	96
Figura 39 – Imagem (raios X) das calibrações através do sistema <i>Exactrac</i> ®.....	98
Figura 40 – Ponteiro e fixador de ponteiro na mesa de tratamento (<i>Couchmount</i>) para o teste Winston-Lutz.....	99
Figura 41 – Ponteiro com esfera de 0,5 cm de diâmetro.....	99
Figura 42 – Objeto simulador para a calibração do isocentro no teste Winston- Lutz.....	100
Figura 43 – O objeto simulador é alinhado com os <i>lasers</i> da sala de tratamento.....	100
Figura 44 – Três eixos de rotação: <i>gantry</i> , colimador e mesa.....	101
Figura 45 – Resultado baseado na comparação entre o centro do campo e o centro da esfera. Tolerância 1 mm.....	102
Figura 46 – <i>Phantom Steev</i> modelo 038 CIRS.....	113
Figura 47 – Máscara termoplástica <i>frameless BrainLab</i>	114

Figura 48 - Tomógrafo dedicado <i>Siemens Somatom Definition AS®</i> instalado na Unidade de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês SP.....	115
Figura 49 – Acelerador Linear <i>Novalis Tx® Varian</i> instalado na unidade de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP.....	117
Figura 50 – <i>EPID</i> do Acelerador Linear <i>Novalis Tx® Varian Medical Systems</i>	118
Figura 51 – Dispositivo de imagem <i>Exactrac®</i> da <i>BrainLab</i> integrado no acelerador linear <i>Novalis Tx® Varian</i>	120
Figura 52 – Filme radiocrômico <i>Gafchromic®</i> modelo EBT3.....	121
Figura 53 – Curva sensitométrica.....	121
Figura 54 – Termohigrômetro <i>Hunger</i> do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP.....	122
Figura 55 – Cabo triaxial e conectores do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP.....	123
Figura 56 – Eletrômetro padrão PTW <i>UNIDOS E®</i> do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP.....	125
Figura 57 – Câmara de ionização <i>Pinpoint PTW</i> do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP.....	125
Figura 58 – Digitalizador <i>DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar</i> do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP.....	127
Figura 59 – Digitalizador <i>Epson Scanner 11000XL®</i> do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP.....	128
Figura 60 – <i>Software</i> de Dosimetria Multicanal.....	129
Figura 61 – <i>Software</i> de avaliação dosimétrica <i>OmniPro I'mRT® Iba</i>	130
Figura 62 – <i>Software</i> de avaliação <i>Pylinac®</i>	131
Figura 63 – Sistema de planejamento <i>iPlan® RT BrainLab</i>	133
Figura 64 – Sistema de planejamento <i>Eclipse® Varian</i>	134
Figura 65 – Planilha de controle <i>Excel®</i>	135
Figura 66 – Fluxograma para o Teste <i>End-to-end</i>	136
Figura 67 – Posicionamento do <i>Phantom Steev</i> para confecção da máscara <i>frameless</i>	139
Figura 68 – Tomografia Computadorizada do <i>Phantom Steev</i> para o teste geométrico.....	139

Figura 69 – Execução do teste geométrico.....	141
Figura 70 – Execução do teste Winston-Lutz	142
Figura 71 – Análise manual do teste Winston-Lutz através do modo <i>Offline Review</i> do <i>Software Eclipse®</i>	143
Figura 72 – Cubo Winston-Lutz do <i>Phantom Steev</i> para o teste <i>hidden target</i>	144
Figura 73 – Sistema <i>Exactrac®</i>	145
Figura 74 – Fantomas utilizados para o <i>Exactrac®</i>	146
Figura 75 – <i>Phantom Steev</i> no acelerador linear <i>Novalis® Tx Varian</i> para o teste dosimétrico.....	147
Figura 76 – Verificação da disposição dos campos estáticos no TPS <i>iPlan® RT</i>	150
Figura 77 – Fluxograma da comparação técnica e de distribuição de dose (DVH) entre os planos, campos estáticos e arcos dinâmicos.....	152
Figura 78 – <i>Setup</i> para Tomografia Computadorizada do <i>Phantom Steev</i> destinado aos planos de QA paciente específico.....	155
Figura 79 – Plano “Pronto QA” com contornos da CI e do cabo.....	156
Figura 80 – Ilustração da distribuição de dose do planejamento na CI.....	157
Figura 81 – Plano “10x10ref” demonstrando o volume sensível da CI no isocentro..	158
Figura 82 – Fluxograma para exportar os planos com arcos dinâmicos do TPS <i>iPlan® RT</i> , com cálculo de dose PB.....	159
Figura 83 – Fluxograma para importar os planos com arcos dinâmicos para o TPS <i>Eclipse®</i> , com cálculo de dose AAA.....	159
Figura 84 – Execução do QA com o <i>Phantom Steev</i>	162
Figura 85 – Técnica para o filme EBT3.....	163
Figura 86 – Técnica para alinhamento do filme radiocrômico com o inserto cúbico para dosimetria com filme.....	163
Figura 87 – <i>Template</i> de localização dos filmes utilizados na folha EBT3.....	164
Figura 88 – <i>Template</i> para digitalização dos filmes radiocrômicos.....	165
Figura 89 – Digitalização dos filmes radiocrômicos no <i>Scanner Epson</i>	166
Figura 90 – Digitalização dos filmes radiocrômicos no <i>Scanner Vidar</i>	166
Figura 91 – Validação do TPS <i>Eclipse®</i> com cálculo paralelo.....	169

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Casuística para a validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens.....	154
Gráfico 2 –	Testes W-L e esfera oculta para o primeiro dia.....	172
Gráfico 3 –	Testes W-L e esfera oculta para o segundo dia.....	172
Gráfico 4 –	Testes W-L e esfera oculta para o terceiro dia	172
Gráfico 5 –	Valores do Índice de Conformidade (IC) Paddick pelo volume da lesão, em ordem crescente.....	176
Gráfico 6 –	Valores do Índice de Conformidade (IC) RTOG pelo volume da lesão, em ordem crescente.....	177
Gráfico 7 –	Valores do Índice de Conformidade de Homogeneidade (IH) pelo volume da lesão, em ordem crescente.....	178
Gráfico 8 –	Análise estatística dos Índices Paddick, RTOG e Homogeneidade para os planejamentos em campos estáticos e arcos dinâmicos.....	179
Gráfico 9 –	Análise do Valor- <i>p</i> no Teste-T para médias pelo valor dos Índices Paddick, RTOG e Homogeneidade.....	179
Gráfico 10 –	V50% pelo volume da lesão, em ordem crescente.....	180
Gráfico 11 –	V80% pelo volume da lesão, em ordem crescente.....	181
Gráfico 12 –	V12 Gy pelo volume da lesão, em ordem crescente.....	182
Gráfico 13 –	Médias dos valores V12 Gy, V50% e V80% para os planejamentos em campos estáticos e arcos dinâmicos.....	183
Gráfico 14 –	Unidade monitor total normalizada pela prescrição de dose pelo volume da lesão, em ordem crescente.....	184
Gráfico 15 –	Média da unidade monitor total normalizada pela prescrição de dose para os planejamentos em campos estáticos e arcos dinâmicos.....	184
Gráfico 16 –	Cálculo paralelo para validação do TPS <i>Eclipse</i> ® através do D99%, D1% e D _{média}	187
Gráfico 17 –	Avaliação dosimétrica através da CI <i>Pinpoint</i> para os TPS's <i>iPlan</i> ® <i>RT</i> e <i>Eclipse</i> ®.....	189
Gráfico 18 –	Avaliação dosimétrica através do <i>Portal Dosimetry</i> para os planejamentos em arco dinâmico.....	193

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 –	Características anatômicas do <i>phantom</i> antropomórfico Steev CIRS....	61
Quadro 2 –	Resultado quantitativo com precisão sub-milimétrica. Tolerância de 1 mm.....	102
Quadro 3 –	Etapas do desenvolvimento dos casos clínicos.....	153
Quadro 4 –	Planilha de execução para o desenvolvimento de um programa CQ paciente específico.....	154
Quadro 5 –	Planilha de execução para a dosimetria dos planos RC com <i>Portal Dosimetry</i>	160
Quadro 6 –	Planilha de execução para a dosimetria dos planos RC com câmara de ionização.....	161
Quadro 7 –	Planilha de execução para a dosimetria dos planos filmes radiocrômicos.....	167
Quadro 8 –	Dados para o primeiro dia do teste Winston-Lutz e esfera oculta.....	171
Quadro 9 –	Dados para o segundo dia do teste Winston-Lutz e esfera oculta	171
Quadro 10 –	Dados para o terceiro dia do teste Winston-Lutz e esfera oculta.....	171
Quadro 11 –	Análise da frequência dos desvios para os testes Winston-Lutz e esfera oculta.....	172
Quadro 12 –	Análise do maior desvio, desvio médio e desvio padrão, em mm.....	173
Quadro 13 –	Dados do teste dosimétrico para a CI Pinpoint, o filme EBT3 e o <i>Portal Dosimetry</i>	174
Quadro 14 –	Parâmetros obtidos nos planejamentos de campos estáticos e arco dinâmico.....	175
Quadro 15 –	Dados para o Índice de Conformidade Paddick.....	176
Quadro 16 –	Dados para o Índice de Conformidade RTOG.....	177
Quadro 17 –	Dados para o Índice de Homogeneidade (IH).....	178
Quadro 18 –	Dados para o volume que recebe 50% da dose de prescrição (V50%)....	180
Quadro 19 –	Dados para o volume que recebe 80% da dose de prescrição (V80%)....	181
Quadro 20 –	Dados para o volume de cérebro sadio que recebe 12 Gy (V12 Gy).....	182
Quadro 21 –	Dados para a unidade monitor (UM).....	183
Quadro 22 –	Cálculo paralelo dos planejamentos em arco dinâmico do TPS <i>iPlan</i> ®	

	<i>RT no TPS Eclipse® através do D99%, D1% e $D_{média}$, em Gy</i>	186
Quadro 23 –	<i>Avaliação dosimétrica através da câmara de ionização Pinpoint.....</i>	188
Quadro 24 –	<i>Avaliação dosimétrica através do filme radiocrômico para o TPS iPlan® RT nos scannres DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar e Epson Expression 11000XL®.....</i>	190
Quadro 25 –	<i>Avaliação dosimétrica através do filme radiocrômico para o TPS Eclipse® nos scannres DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar.....</i>	191
Quadro 26 –	<i>Avaliação dosimétrica através do Portal Dosimetry para os planejamentos em arco dinâmico.....</i>	192

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Testes a serem aplicados ao DVH de acordo com a Tabela 3-20 do TG 53 (AAPM <i>TG 53 Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning</i>	77
Tabela 2 –	Convenções de leitura de sistemas e teste de descrições de movimento de acordo com a Tabela 3-12 do TG 53 (AAPM <i>TG 53 Quality assurance for clinical radioterapy treatment planning</i>	85
Tabela 3 –	Convenções de leitura de sistemas e teste de descriçõesde movimento de acordo com a Tabela 3-12 do TG 53 (AAPM <i>TG 53 Quality assurance for clinical radioterapy treatment planning</i>	105
Tabela 4 –	Itens a serem checados no planejamento do tratamento de acordo com a Tabela 4.7, página 87, <i>Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy</i>	107
Tabela 5 –	Especificações técnicas dos detectores de imagem no <i>Novalis Tx®</i> de acordo com a Tabela 1, página 126, <i>Medical Physics - Volume 13/n°3</i>	118
Tabela 6 –	Tabela 6 – Especificações técnicas da câmara <i>Pinpoint 3D</i> Tipo 31016 de acordo com a página 28 do <i>Small Field Dosimetry Application Guide PTW</i>	128

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IGRT	Radioterapia Guiada por Imagem
SRS	Radiocirurgia Estereotáxica
PV	<i>Portal Vision</i>
CI	Câmara de Ionização
EBT3	Filme radiocrômico EBT3
linac	<i>Acelerador linear</i>
SRT	Radioterapia Estereotáxica
MLC	<i>Multileaf</i>
TC	Tomografia Computadorizada
MRI	Imagem por Ressonância Magnética Nuclear
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
RTOG	<i>Radiation Therapy Oncology Group</i>
RTE	Radioterapia Externa
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
REF	Radioterapia Estereotáxica Fracionada
BED	Efeito Radiológico da Dose
MAV	Malformação Artereo-Venosa
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>
PTV	<i>Planning Target Volume</i>
MC	Monte Carlo
OAR	Órgãos em Risco
DVH	Histograma Dose-volume
3D	Tridimensional
mMLC	Micro <i>Multileafs</i>
BEV	<i>Beam Eye View</i>
LCPE	Equilíbrio Lateral de Partículas Carregadas
FWHM	Largura Total na Metade do Máximo
COP	Código de Prática
TRS	<i>Technical Report Series</i>
AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica

SSD	<i>Source Surface Distance</i>
TCPE	Partículas Carregadas Transitórias de Feixe Largo
não-MRS	não referência máquina específica
MSR	<i>Machine Specific Reference</i>
etc	<i>Et cetera</i>
2D	Bidimensional
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units</i>
CIRS	<i>Computerized Imaging Reference Systems</i>
QA	<i>Quality Assurance</i>
C1	Primeira vértebra cervical
C7	Sétima vértebra cervical
PET/CT	Tomografia por Emissão de Pósitrons
ISO	Isocentro
BB	Bib
FP	Plano Frankfort
AL	Acelerador Linear
DPB	<i>Different Pencil Beam</i>
AAA	<i>Analytical Anisotropic Algorithm</i>
TG	Task Group
PRV	<i>Planning Organ at Risk Volume</i>
SRT	<i>Stereotactic Radiation Therapy</i>
3D CRT	<i>Three-dimensional Conformal Radiation</i>
CI	Índice de Conformidade
TV	<i>Treated Volume</i>
PITV	Razão do Volume da Isodose de Prescrição
PIV	<i>Prescription Isodose Volume</i>
TVPIV	Volume Alvo Dentro do Volume de Isodose Prescrição
GI	Índice de Gradiente
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>
PIV_{half}	Volume da Isodose de Prescrição à Metade da Isodose de Prescrição
PGQ	Programa de Garantia da Qualidade
CQ	Controle da Qualidade
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
EPID	Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal

DRR	<i>Digitally Reconstructed Radiography</i>
PD	<i>Porta Dosimetry</i>
IAS	Sistema de Aquisição de Imagem
IDU	Unidade Detectora de Imagem
IAS3	Sistema de Aquisição de Imagem 3
FPB	Placa de Processamento de <i>Frames</i>
4DTC	<i>4D Treatment Console</i>
PDC	<i>Portal Dose Calculation</i>
6D	Seis Dimensões
IR	Infravermelho
SBRT	Radiocirurgia Estereotácica Corpórea
W-L	Winston-Lutz
UM	Unidade Monitor
IEC	<i>Internacional Electrotechnical Commission</i>
RTP	Radioterapia
TCP	<i>Tumor Control Probability</i>
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
PET	Tomografia por Emissão de Pósitrons
C5	Quinta vértebra cervical
DICOM RT	<i>Digital Imaging and Communications in Medicin applied to radiation therapy</i>
VOI	Volume de Interesse
LCD	<i>Display</i> de Cristal Líquido
AAA	Pilha alcalina do tipo “palito”
LABMETRO	Laboratório de Metrologia
LCR	Laboratório de Ciências Radiológicas
UERJ	Universidade do Estado do Rio de Janeiro
PTB	Laboratórios <i>de Padronização</i> Primários
<i>Rate-meter</i>	Medidor de Taxa
A3	Tamanho 420mm de altura e 297mm de largura
IT8	Norma IT8 do ISO 12641 Calibração de <i>Scanners</i>
BG	<i>Background</i>
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
PDF	Formato Portátil de Documento

ZIP	Zona de Informação Postal
URL	Localizador Uniforme de Recurso
RT	Radioterapia
GPU	Unidade de Processamento Gráfico
RC	Radiocirurgia

LISTA DE SÍMBOLOS

Gy	Gray
α	Alfa
β	Beta
α/β	Razão alfa beta
nd	Dose fracionada total
d	Dose de radiocirurgia
X, Y, Z	Coordenadas
MV	Mega Volt
r_{LCPE}	Raio do Equilíbrio Lateral de Partículas Carregadas
keV	Quilo elétron-Volt
\emptyset	Diâmetro
ϕ_Q	Fluência em Q
x	Multiplicação
Q	Ponto onde as primeiras colisões ocorrem
μ	Coefficiente de atenuação linear
exp	Exponencial
t_Q	Profundidade
r_{PQ}	Distância de P para Q
θ	Ângulo entre a direção do feixe incidente e o raio que une P e Q
E	Energia inicial dos fótons
P	Ponto de interesse
$\iint \mu_Q$	Integral dupla do coeficiente de atenuação linear no ponto P das primeiras colisões Q
ρ_Q	Densidade no ponto das primeiras colisões Q
ρ_{eff}	Densidade efetiva média
dV_Q	Diferencial do volume no ponto das primeiras colisões Q
dE	Derivada da Energia
$Q(E)$	Fluência diferencial em relação à energia no ponto Q
$\mu(E)$	Coefficiente de atenuação Linear medido sobre tecidos de várias densidades

V%	Volume percentual
V	Volume de uma estrutura
dV (D')	Volume por dose absorvida
dD'	Derivada da dose absorvida
D2%	Dose quase máxima
DV	Volume absorvido mínimo
D50%	Dose mediana
D98%	Dose quase mínima
V12 Gy	Volume que recebe 12 Gy
R50	Índice de Gradiente
V10	10% do volume
V20	20% do volume
$I_{PD}(x, y)$	Dose da imagem portal
ϕ_{EPID}	Fluência no plano do imageador
K	<i>Kernel</i>
®	Marca registrada
AmSi	Silício amorfo
FOV	Campo de Visão
OK	<i>Okay</i>
~	Aproximadamente
SD	Desvio Padrão
1 SD	1 (um) Desvio Padrão
1 ESD	1 (um) <i>Entrance Surface Doses</i>
HU	Unidade Hounsfield
cm ²	Centímetros quadrados
µm	Micrômetro
DO	Densidade Óptica
Chave S	Chaves <i>Switches</i> (“liga-desliga”)
N/A	Não Aplicável
ppp	Pontos por polegada
$K_{T,P}$	Fator de correção de temperatura e pressão da câmara
K_S	Fator de correção de recombinação de íons na cavidade
K_{Pol}	Fator de correção de polaridade da câmara de ionização

K_Q	Fator qualidade do feixe
$N_{D,W}$	Fator de calibração do dosímetro em termos de dose absorvida na água
$TPR_{20,10}$	Índice de qualidade do feixe dado pela razão entre as leituras em 20 e 10 cm de profundidade
K_{Q,Q_0}	Fator de correção para qualidade do feixe em relação à qualidade do feixe clínico de referência Q_0
V50%	Volume da isodose de 50%
V80%	Volume que engloba a isodose de 50%
Valor- p	Probabilidade de significância
10x10ref	Campo de referência 10 cm x 10 cm
D99%	A dose que recebe 99% do volume
D1%	A dose que recebe 1% do volume
$D_{média}$	Dose média

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	28
1	OBJETIVOS	30
1.1	Geral	30
1.2	Específicos	30
2	REFERENCIAL TEÓRICO	31
2.1	Evolução da radiocirurgia (SRS)	31
2.2	Radiocirurgia estereotáxica	33
2.2.1	<u>Princípios gerais</u>	33
2.2.2	<u>Aplicação clínica e efeitos biológicos</u>	35
2.2.3	<u>Sistema estereotáxico e aquisição de imagens</u>	38
2.3	Acelerador Linear	42
2.3.1	<u>Utilização do Acelerador Linear para SRS</u>	42
2.3.2	<u>Análise entre o tratamento estático e o arco dinâmico</u>	44
2.3.2.1	Planejamento do tratamento SRS.....	44
2.3.2.2	Efeito do tamanho da lesão e da posição dentro da cabeça em relação à exposição do tecido normal.....	47
2.3.2.3	Características do plano de tratamento estático.....	48
2.3.2.4	Características do plano de tratamento dinâmico.....	49
2.4	Dosimetria de campos pequenos	51
2.4.1	<u>Definição de campos pequenos</u>	52
2.4.2	<u>Condição de campos pequenos</u>	55
2.4.3	<u>Características gerais dos detectores para dosimetria de campos pequenos</u>	56
2.4.3.1	Câmara de ionização.....	57
2.4.3.2	Diodo.....	58
2.4.3.3	Filme radiocrômico.....	59
2.5	Simulador antropomórfico	60
2.5.1	<u>Phantom Steev</u>	60
2.6	Algoritmo de cálculo de dose	65
2.6.1	<u>Pencil Beam Kernel</u>	66
2.6.2	<u>Algoritmo Analítico Anisotrópico</u>	71

2.6.3	<u>Histograma Dose-volume</u>	72
2.6.3.1	Índice de Homogeneidade.....	77
2.6.3.2	Índice de Conformidade (RTOG).....	78
2.6.3.3	Índice Paddick.....	80
2.6.3.4	Índice de Gradiente: R50.....	81
2.7	Controle da Qualidade	82
2.7.1	<u>A acurácia da SRS</u>	82
2.7.2	<u>Protocolo de testes do acelerador linear</u>	86
2.7.2.1	<i>EPID</i> :Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal.....	86
2.7.2.2	<i>Exactrac</i> ®.....	92
2.7.2.3	Winston-Lutz.....	98
2.7.3	<u>QA TPS</u>	102
2.7.3.1	Computação da distribuição de dose.....	103
2.7.3.2	Implementação clínica de um TPS.....	103
2.7.3.3	Transferência de Dados (<i>Data Transfer</i>).....	103
2.7.3.4	Verificação da capacidade de cálculo.....	103
2.7.3.5	Variação no cálculo da dose.....	104
2.7.4	<u>QA global: teste geométrico de acurácia</u>	105
2.7.5	<u>QA específico: teste paciente-específico</u>	108
3	MATERIAIS	111
3.1	Materiais empregados	111
3.1.1	<u>Phantom Steev CIRS</u>	111
3.1.2	<u>Máscara termoplástica <i>BrainLab</i> para estereotaxia</u>	113
3.1.3	<u>Tomógrafo <i>Somatom Definition AS</i>® <i>Siemens</i></u>	115
3.1.4	<u>Acelerador Linear <i>Novalis Tx</i>® <i>Varian</i></u>	116
3.1.4.1	<i>EPID</i>	117
3.1.4.2	<i>Exactrac</i> ® <i>BrainLab</i>	118
3.1.5	<u>Filme radiocrômico <i>Gafchromic</i>® EBT3</u>	120
3.1.6	<u>Termohigrômetro digital <i>Hunger</i></u>	122
3.1.7	<u>Cabo de extensão e conectores</u>	123
3.1.8	<u>Eletrômetro <i>UNIDOS E</i>® PTW</u>	124
3.1.9	<u>Câmara de ionização <i>Pinpoint</i> PTW</u>	125
3.1.10	<u>Digitalizador <i>DosimetryPro Advantage Scanner</i>® <i>Vidar</i></u>	126

3.1.11	<u>Digitalizador Epson Scanner 11000XL®</u>	127
3.1.12	<u>Software de Dosimetria Multicanal</u>	128
3.1.13	<u>Software de avaliação dosimétrica OmniPro I'mRT® Iba</u>	129
3.1.14	<u>Software de avaliação Pylinac®</u>	130
3.1.15	<u>Sistema de planejamento iPlan® RT BrainLab</u>	132
3.1.16	<u>Sistema de planejamento Eclipse® Varian</u>	133
3.1.17	<u>Planilhas de controle Excel®</u>	134
4	METODOLOGIA	134
4.1	Teste End to End	136
4.1.1	<u>Teste geométrico</u>	139
4.1.1.1	Winston-Lutz.....	141
4.1.1.2	<u>Hidden target</u>	143
4.1.1.2.1	<u>Exactrac®</u>	144
4.1.2	<u>Teste dosimétrico</u>	146
4.1.2.1	Estático.....	147
4.1.2.2	Dinâmico.....	148
4.2	Análise comparativa dos planos estáticos e dinâmicos	148
4.2.1	<u>Casuística</u>	149
4.2.2	<u>Técnicas de planejamentos utilizadas</u>	149
4.2.2.1	Planejamento com campos estáticos.....	149
4.2.2.2	Planejamento arcos dinâmicos.....	150
4.2.3	<u>Comparação técnica e de distribuição de dose (DVH) entre os planos estáticos e dinâmicos</u>	151
4.2.4	<u>Validação da técnica de arco dinâmico</u>	153
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	170
5.1	Teste End-to-End	170
5.1.1	<u>Teste Geométrico</u>	170
5.1.2	<u>Teste Dosimétrico</u>	174
5.2	Análise comparativa dos planos estáticos e dinâmicos	175
5.2.1	<u>Comparação técnica e de distribuição de dose (DVH)</u>	176
5.2.2	<u>Validação da técnica de arco dinâmico</u>	185
5.2.2.1	Cálculo Paralelo.....	185
5.2.2.2	Avaliação dosimétrica.....	187

5.2.2.3	Comparação dos sistemas de planejamento <i>iPlan® RT</i> e <i>Eclipse®</i>	188
5.2.2.3.1	Câmara de ionização <i>Pinpoint</i>	188
5.2.2.3.2	Filme radiocrômico EBT3.....	189
5.2.2.3.3	<i>Portal Dosimetry</i>	191
	CONCLUSÃO	193
	REFERÊNCIAS	195
	ANEXO - Características dos detectores para dosimetria relativa em campos pequenos.....	200

INTRODUÇÃO

Avanços tecnológicos em sistemas de imagem têm possibilitado à radioterapia uma maior exatidão, possibilitando a realização de tratamentos de alta precisão, como por exemplo, a radiocirurgia estereotáxica (SRS). A SRS consiste em uma ferramenta terapêutica importante no tratamento de tumores primários, metástases ou alterações funcionais cerebrais. Isto é possível através da administração de doses elevadas de radiação em uma única ou em poucas frações de tratamento.

Por outro lado, esta redução no fracionamento exige uma precisão elevada tanto dos dispositivos de imobilização do paciente, quanto na localização do volume alvo. Desta necessidade surgiram os sistemas para radioterapia de localização guiada por imagem, com o intuito de garantir a precisão requerida a estes tratamentos, minimizando, desta forma, possíveis complicações nos tecidos saudáveis. (1)

O Controle da Qualidade faz parte de um programa global da instituição no qual o serviço de radioterapia é um dos departamentos. Pode-se dizer que constitui numa série de operações técnicas cujo objetivo é assegurar o cumprimento dos requisitos de qualidade, tanto de máquinas como de processos.

O físico responsável pelo CQ deve criar uma metodologia que lhe permita acompanhar a execução dos testes necessários no prazo correto. A decisão de quais testes devem ser realizados, e sua frequência, é responsabilidade do físico. Este deve estabelecer, para cada procedimento, os tipos de testes a serem realizados. Sua escolha depende de vários fatores como o tipo de máquinas disponíveis, seu desempenho, quais dispositivos utiliza, o número e as características dos equipamentos de controle, os acessórios, os tratamentos aplicados e os recursos usados no serviço. Depende também da aptidão e do número de pessoas que vão executar os testes. (2)

O objetivo geral deste trabalho é analisar a técnica SRS nas modalidades de campos estáticos e arcos dinâmicos. Neste trabalho, os planejamentos de radioterapia e o controle da qualidade paciente específico foram realizados utilizando os sistemas de planejamento *iPlan*® *RT* e *Eclipse*®, assim como o acelerador linear *Novalis Tx Varian* do Hospital Sírio-Libanês Unidade São Paulo. Este estudo pode ser dividido em três objetivos específicos:

- a) realização do teste *End-to-end* com o *Phantom Steev* utilizando máscara termoplástica através da técnica IGRT com *Exactrac*®; e
- b) execução da análise geométrica e dosimétrica da técnica SRS.

c) execução da comparação técnica e de distribuição de dose entre os planos estáticos e dinâmicos.

O método de planejamento utilizando arcos dinâmicos para a radiocirurgia, tal como aplicado no presente trabalho, provou ser simples e eficiente. Com o desenvolvimento da técnica também foi implementado um CQ paciente específico com a finalidade de checar a confiabilidade do plano entregue ao paciente. Nossos resultados apontam que o método arco dinâmico pode ser utilizado de forma eficiente para pacientes em tratamento radioterápico de radiocirurgia ou estereotaxia, de acordo com a faixa de volume da lesão apresentada no estudo. Uma descrição geral do uso é apresentada no capítulo 4 e as suas vantagens foram apresentadas no capítulo 5 com os resultados obtidos.

No próximo capítulo, serão discutidos alguns conceitos físicos importantes para o bom entendimento deste trabalho e uma descrição da radiocirurgia estereotáxica e do controle da qualidade. Serão descritas também as características da instrumentação utilizada no capítulo 3. No capítulo 4 será apresentada a metodologia utilizada para a validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e desenvolvimento de um programa CQ paciente específico. Os resultados obtidos são apresentados e discutidos no capítulo 5. As conclusões estão no capítulo 6.

1 OBJETIVOS

1.1 Geral

Analisar a técnica SRS nas modalidades de campos estáticos e arco dinâmico.

1.2 Específicos

Realizar o teste *End-to-end* com o *Phantom Steev* utilizando máscara termoplástica através da técnica IGRT com *Exactrac*®.

Executar a análise geométrica e dosimétrica da técnica SRS.

Executar a comparação técnica e de distribuição de distribuição de dose entre os planos estáticos e dinâmicos.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Evolução da radiocirurgia (SRS)

Vários avanços científicos propiciaram o desenvolvimento da radiocirurgia e da radioterapia estereotáxica. A descoberta dos raios-X por Roentgen, há mais de 100 anos, possibilitou de visualizar pela primeira vez estruturas internas do corpo humano, mas também a capacidade de intervir em anomalias morfológicas sem a necessidade de acesso cirúrgico.

As limitações da irradiação como terapia têm sido assunto de estudos. Primeiramente, como estratégia o estudo da diferença de tolerância de tecidos normais à radiação, comparando-se aos das neoplasias, dedicou-se à ideia de concentrar, precisamente, altas doses de irradiação para destruir completamente a área patológica. A concentração de radiação com o posicionamento do tumor no centro de um aparelho gerador de irradiação, que circula em torno do paciente, foi descrita há mais de um século. Kohl, em 1906, chamou essa técnica de irradiação circular concêntrica, enquanto Keiffer, em 1939, descreveu a técnica de terapia espiral convergente.

Leksell, um neurocirurgião sueco, uniu a ideia de irradiação concêntrica com a estereotaxia e nomeou de Radiocirurgia a nova tecnologia. Em 1949, Leksell usou o primeiro aparelho estereotáxico baseado no centro de um arco. O seu aparelho propiciava a introdução de eletrodos para a destruição de núcleos e vias nervosas, tratando-se de movimentos involuntários, distúrbios do comportamento e dor neoplásica. Em 1951, ele acoplou um tubo de raios-X de 200 mil volts à sua guia estereotáxica para irradiar o gânglio de Gasser de um paciente com neuralgia trigeminal. Essa estrutura foi irradiada através de vários portais direcionados ao centro do arco de sua guia estereotáxica. A dor foi controlada com um único tratamento de 16,5 Gy, sem qualquer efeito colateral. Esse paciente permaneceu curado de neuralgia do trigêmeo por mais de 20 anos.

O sucesso da técnica levou a Leksell a tentar várias outras formas de energia para a Radiocirurgia. Experimentou os raios de prótons e finalmente adotou como sua técnica principal a irradiação por Cobalto-60. Em um trabalho excepcional de engenharia, 179 unidades de Cobalto-60 foram colocadas de maneira estratégica, em uma semiesfera, para concentrar a irradiação em um ponto. Esse aparelho, usado pela primeira vez em 1969,

recebeu o nome de *Gamma Knife*. Desde então, várias outras técnicas foram desenvolvidas, as quais, juntamente com as indicações em doenças neurológicas e neoplásicas em geral.

As técnicas de radioterapia fracionada foram associadas à guia estereotáxica, recebendo o nome de radioterapia estereotáxica. As vantagens do fracionamento, levando em consideração a biologia dos tumores cerebrais, bem como a resistência dos tecidos normais, conjuntamente à estereotaxia, permitem o controle de tumores cerebrais que até recentemente faziam com que os pacientes sofressem sequelas do ato cirúrgico ou da radioterapia convencional envolvendo grandes áreas do cérebro. A radioterapia estereotáxica, devido à necessidade de fixação repetida com a guia estereotáxica invasiva, estimulou o desenvolvimento de novas técnicas. Estas dispensam a necessidade da guia estereotáxica invasiva, baseando-se na tecnologia de neuronavegação cirúrgica implementado por cirurgias estereotáxicas.

Atualmente, três formas de energia são usadas em radiocirurgia: a irradiação por Cobalto-60 (*Gamma Knife*), a irradiação gerada por aceleradores lineares (linac) e a irradiação obtida nos grandes aceleradores de partícula, os cíclotrons ou sinciclotrons.

A irradiação gerada pela *Gamma Knife* e pelo linac é a energia eletromagnética. Como a forma de energia desses dois aparelhos é idêntica, ambos causam o mesmo efeito biológico. A irradiação gerada pelos grandes aceleradores de partícula tem um efeito biológico de 10% a 20% mais intenso que a irradiação eletromagnética.

A navegação radiocirúrgica aumentou imensamente o conforto do paciente durante o tratamento, bem como multiplicou as possibilidades terapêuticas da radiocirurgia e da radioterapia. Novas técnicas baseadas na localização por imagens durante o tratamento surgiram para possibilitar mais precisão e segurança ao procedimento, permitindo a redução do número de frações radioterápicas. A radioterapia moderna direciona-se para um menor número de frações, confiando na melhor visualização da lesão e, sobretudo, na precisão durante a aplicação.

Os linacs comuns foram adaptados a Radiocirurgia sem a necessidade da guia estereotáxica. Por serem prevalentes no mercado, rapidamente tornaram-se mais populares para a realização da radiocirurgia. Comercialmente a adaptação do linac mais aceita é o denominado “Novalis-Tx”. (3)

2.2 Radiocirurgia estereotáxica

Na radiocirurgia estereotáxica com linac há a concentração de radiação com o posicionamento do tumor no centro de um aparelho gerador de irradiação, que circula em torno do paciente. As técnicas de radioterapia fracionada foram associadas à guia estereotáxica, recebendo o nome de radioterapia estereotáxica. As vantagens do fracionamento, levando em consideração a biologia dos tumores cerebrais, bem como a resistência dos tecidos normais, conjuntamente à estereotaxia, permitem o controle de tumores cerebrais que até recentemente faziam com que pacientes sofressem sequelas do ato cirúrgico ou radioterapia convencional envolvendo grandes áreas do cérebro. (3)

A radiocirurgia estereotáxica (SRS) é um procedimento de terapia de radiação para tratamento de lesões intracranianas usando uma combinação de um acessório estereotáxico e feixes estreitos múltiplos entregues através de arcos isocêntricos não-coplanares. O mesmo procedimento quando usado para entregar frações de dose múltipla é chamada de radioterapia estereotáxica (SRT). Ambas as técnicas envolvem imagens de dimensões tridimensionais para localizar a lesão e entregar o tratamento que concentra a dose no volume alvo e substitui, tanto quanto possível, o cérebro normal. Um alto grau de conformidade com a dose é uma marca registrada do SRS, que geralmente é alcançado usando feixes circulares apropriados para ajustar a lesão, otimizando ângulos e pesos do arco e usando múltiplos isocentros ou moldando dinamicamente o campo durante rotações de arco com mini (ou micro) colimadores multilâminas (do inglês, *multileaf*, MLCs). (4)

2.2.1 Princípios gerais

Radiocirurgia estereotáxica (SRS, da sigla em inglês *Stereotactic RadioSurgery*) e a radioterapia estereotáxica (SRT, da sigla em inglês *Stereotactic RadioTherapy*) são técnicas de irradiação que utilizam um acessório estereotáxico e feixes estreitos de radiação para tratar uma lesão com uma única dose em SRS, e com fracionamento de dose em SRT. A modalidade de SRS é uma modalidade especial da radioterapia caracterizada por administrar altas doses de radiação, com feixes estreitos, em uma só aplicação, para tratar pequenos volumes tumorais intracranianos.

Para a localização de uma lesão tumoral intercraniana com esta técnica faz uso de um acessório estereotáxico que é fixado no crânio do paciente. A posição do acessório é localizada através de imagens de Tomografia Computadorizada (TC, da sigla em inglês *Computer Tomography*), Imagem por Ressonância Magnética Nuclear (MRI, da sigla em inglês *Magnetic Resonance Image*) e/ou Angiografia (do grego, *angeion*, vaso, e *graphein*, descrever) que permitem determinar a localização do alvo com referência nos três planos perpendiculares intersecantes: sagital, coronal e axial ou transversal. Com angiografia, pode-se visualizar os vasos sanguíneos com a introdução de um meio de contraste radiopaco, e por meio de imagens de TC ou MRI pode-se visualizar as estruturas cranianas, diferenciando todas as estruturas anatômicas existentes no cérebro do paciente em três dimensões.

As imagens obtidas do crânio dos pacientes, por alguma das técnicas de imagens mencionadas, permitem a localização e descrição precisa do volume alvo do tratamento. Para tanto, essas imagens são transferidas para o sistema de planejamento (TPS, da sigla em inglês *Treatment Planning System*), no qual será, ainda, simulada a distribuição das doses de radiação que o volume a ser tratado receberá, bem como as estruturas sadias adjacentes e os órgãos de risco do tratamento. Se essas estruturas receberem doses superiores às restrições de dose do tratamento (limites permitidos) pode-se produzir toxicidade para os tecidos sadios e, conseqüentemente, prejudicar a eficácia do tratamento. Ao longo do tempo, aparelhos adequados para tratamentos radioterápicos foram desenvolvidos especificamente para as técnicas de SRS ou SRT. Atualmente os aceleradores lineares convencionais com colimadores suplementares são os aparelhos mais utilizados para definir campos pequenos e são utilizados para a SRS.

A acurácia dessa técnica não está relacionada somente ao acessório estereotáxico e à unidade de irradiação, mas, também, ao conhecimento neurológico e da resposta do tumor à radiação. Assim, as incertezas para o posicionamento e localização dos volumes do tratamento são aceitas em até 1 mm. Já as incertezas na deposição da dose podem estar relacionadas aos processos de posicionamento e localização do volume alvo e às limitações do aparelho de irradiação na administração da dose. Para a verificação da dose ou distribuição da dose gerada pelos diferentes aparelhos de radiocirurgia é necessária uma dosimetria capaz de realizar medidas adequadas para esta técnica não convencional. (5)

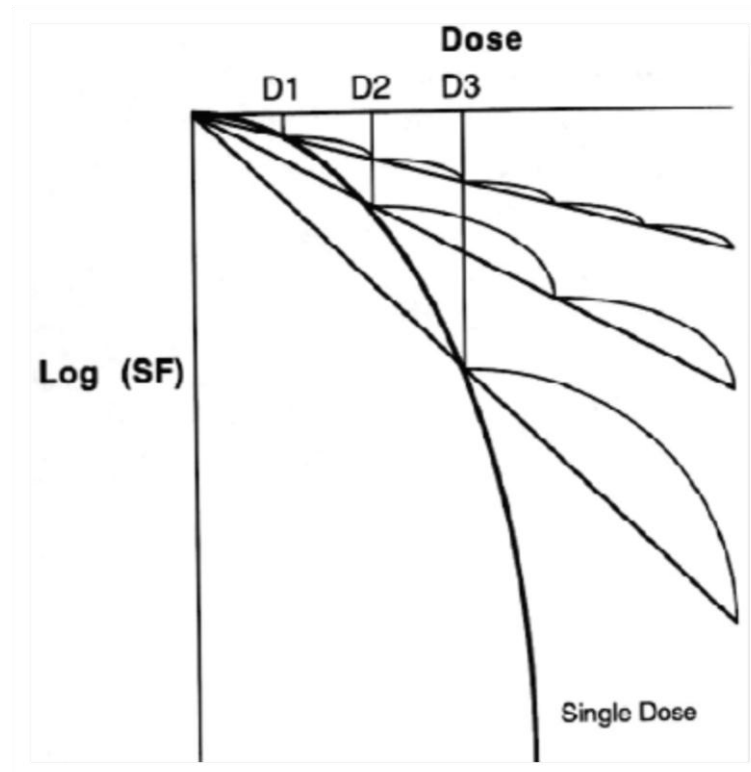
2.2.2 Aplicação clínica e efeitos biológicos

A radiocirurgia estereotáxica é uma técnica da radioterapia que tem sido usada para tratar efetivamente lesões cerebrais que necessitam de altas doses de radiação para o seu controle. São lesões como malformação arterio-venosa, metástases cerebrais, adenomas hipofisários funcionantes, gliomas, síndrome de dor talâmica e na neuralgia do trigêmeo. A radiocirurgia consiste na irradiação com alta dose, em uma única fração, em um alvo pequeno precisamente localizado e com mínima irradiação para o tecido sadio vizinho. As doses preconizadas pelo *Radiation Therapy Oncology Group* (RTOG) variam de 1500 a 2400 cGy, dependendo do volume da lesão. O efeito biológico nesta faixa de dose, e em uma única fração, é maior que o efeito biológico de uma dose total de 6500 a 7000 cGy, em um tratamento com radioterapia fracionada, com fracionamento diário de 180 a 200 cGy, em 30 a 35 frações.

Como na radiocirurgia estereotáxica são tratadas lesões de tamanho pequeno, menores que quatro centímetros, torna-se necessária a localização intracraniana da lesão de forma estereotáxica. Por tanto, é necessário a rígida fixação da cabeça do paciente através do uso de um sistema de imobilização. (6)

No entanto, a radiocirurgia difere ainda em outros aspectos relativamente à Radioterapia Externa (RTE) convencional. Os tecidos normais e tumorais apresentam diferentes sensibilidades às radiações, tendo em geral o tecido normal maior capacidade de reparar a lesão do DNA (Ácido Desoxirribonucleico), particularmente a baixas doses de radiação como acontece na radioterapia convencional fracionada (Figura 1).

Figura 1 - Efeito da dose única nos tecidos



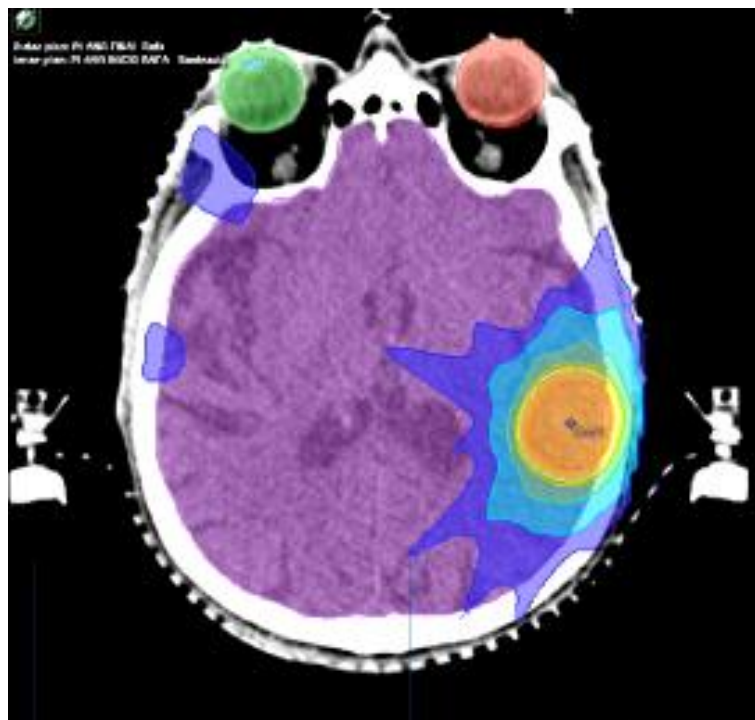
Fonte: Escolástico (2011). (7)

Ao contrário desta, a radiocirurgia não explora a seletividade radiobiológica obtida pelo fracionamento, ou seja, a radiosensibilidade mais elevada e a menor capacidade de reparação dos tumores relativamente ao tecido normal. O seu efeito biológico é fundamentalmente dependente de uma destruição seletiva, mas irreparável das lesões, através de feixes de alta dose de radiação estreitamente focados, condicionando assim um abrupto decaimento de dose para fora do alvo, evitando lesar o tecido normal adjacente. No que diz respeito aos seus efeitos estes não são imediatos, o mesmo acontece com as complicações que poderão se manifestar somente após meses ou anos.

O modelo linear quadrático explica por meio de uma equação matemática a curva de sobrevivência das células irradiadas. Neste modelo consideram-se as constantes alfa e beta (α/β) do tecido. O evento α representa a proporção de células mortas pela ação direta da radiação e corresponde ao segmento linear da curva, enquanto o efeito β constitui a morte celular decorrente da acumulação de lesões sub-letais, correspondendo ao componente quadrático da curva. O momento em que o volume da morte celular por efeito α se equipara à morte celular por efeito β , tem o seu valor correspondente expresso em Gray (Gy), que constitui a fração α/β para determinado agrupamento celular.

No entanto, a radiocirurgia tem limitações essencialmente devido à toxicidade do volume alvo e à localização deste junto a estruturas relevantes. Por isso, quando necessário, mesmo utilizando a técnica estereotáxica, subdivide-se o tratamento em múltiplas sessões – Radioterapia Estereotáxica Fracionada (REF), constituindo uma opção para minimizar os efeitos deletérios da radiação sobre essas estruturas ou para tratar grandes volumes tumorais (Figura 2).

Figura 2 - Planejamento de REF



Fonte: A Autora, 2018.

O motivo biológico para o fracionamento consiste no fato de que a reparação dos danos causados pela radiação nos tecidos normais de resposta tardia, é maior do que para a maioria dos tumores. Além disso, a reoxigenação das células malignas hipóxicas entre as frações, torna-as mais radiosensíveis.

O modelo linear quadrático da equação do isoefeito permite a comparação entre a técnica de radioterapia fracionada e a radiocirurgia. O ganho terapêutico para a fração única de radiocirurgia está no coeficiente α/β da equação, que prediz o efeito biológico da radiocirurgia, sendo que o seu valor reduzido traduz um maior efeito do tratamento.

$$BED = nd \left(1 + \frac{d}{\frac{\alpha}{\beta}} \right) \quad (1)$$

Onde:

BED = Efeito Radiobiológico da Dose

nd = dose fracionada total

d = dose de radiocirurgia

(Fowler, 1989)

As Malformações Artério-Venosas (MAVs) e os tecidos encefálicos normais são considerados tecidos de resposta tardia, e por isso com elevada sensibilidade à dose por fração. Os valores α/β oscilam entre os 2 – 3,5. Assim, tanto as MAVs como os tecidos adjacentes sofrem de modo similar aos efeitos do tratamento por radiocirurgia. Por isso, ao aplicar, por exemplo, uma fração única de 20 Gy, obtém-se um efeito biológico muito maior nesta patologia do que o observado nos tecidos com alto índice de proliferação celular, como é o caso de outras patologias tratadas (como por exemplo, tumores benignos ou malignos). O efeito equivalente pode chegar aos 110 Gy para os vasos.

Deste modo, com a radiocirurgia podem ser tratadas, quer lesões malignas habitualmente radioresistentes à radioterapia convencional, quer lesões benignas. (7)

2.2.3 Sistema estereotáxico e aquisição de imagens

Existe uma ampla gama de sistemas estereotáxicos e *frames* para uso em radiocirurgia estereotáxica. Alguns foram desenvolvidos para neurocirurgia estereotáxica e aplicados diretamente à radiocirurgia; alguns exigiram algum grau de modificação antes que pudessem ser aplicados à radiocirurgia; e alguns foram desenvolvidos unicamente para uma determinada situação radiocirúrgica.

Os requisitos básicos que cada sistema estereotáxico deve cumprir são:

1. Fornecer um *frame* de referência único e fixo em relação ao cérebro.
2. Fornecer os meios pelos quais este *frame* de referência pode ser aplicado a imagens radiológicas do cérebro e estruturas adjacentes.

3. Fornecer um posicionamento preciso e exato para o máximo de procedimentos de diagnóstico e tratamento, conforme necessário.

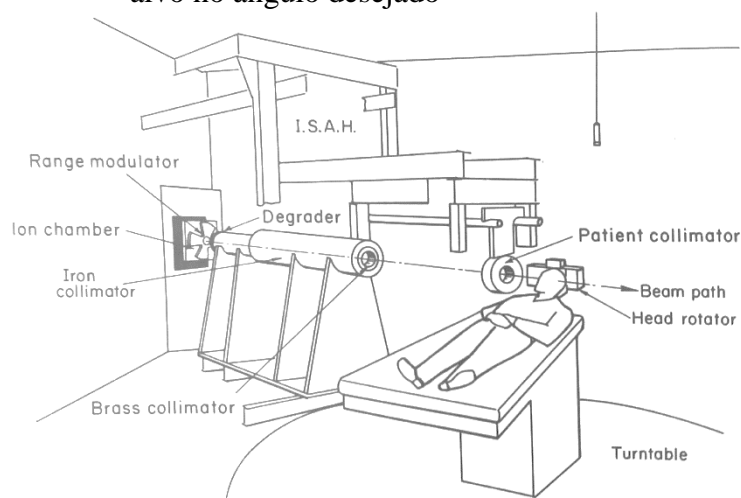
A neurocirurgia é um campo muito preciso, devido à importância e sensibilidade das estruturas cerebrais em que se opera. O uso de feixes de radiação para alcançar objetivos neurocirúrgicos deve, obviamente, cumprir altos padrões de precisão e exatidão. A precisão e a exatidão da localização do alvo são responsabilidade do sistema estereotáxico. Cada um dos sistemas estereotáxicos são capazes de alcançar uma precisão de 1-2 milímetros ou melhor, e uma exatidão do mesmo tamanho. Em cada sistema, a localização do alvo é melhor do que ou comparável à capacidade de localizar a dose.

Um sistema estereotáxico deve ser capaz de fornecer um posicionamento preciso e exato do paciente para procedimentos de diagnóstico e tratamento, o que resta para discutir é como isso está interligado com o sistema de tratamento. Um procedimento é realizar a imagem do *frame* do paciente, outro procedimento bem diferente é posicionar um instrumento cirúrgico ou de radiação terapêutica onde ele é necessário. As coordenadas obtidas a partir dos procedimentos de imagem fornecem a posição do alvo em relação a um sistema de coordenadas facilmente acessível.

A neurocirurgia estereotáxica tradicional é realizada através da fixação de um instrumento de suporte ao *frame* e usando as coordenadas para ajustar a posição (coordenadas X, Y, Z, ângulos e profundidade do instrumento) do instrumento que é mantido no lugar pelo suporte. Se várias abordagens diferentes forem feitas, então, as coordenadas do instrumento necessárias para atingir o alvo em cada caso são calculadas.

Na radiocirurgia estereotáxica, nem sempre é o caso que o instrumento - neste caso, o feixe de radiação - pode ser movido à vontade. Com feixes de partículas carregadas, o acelerador de partículas não pode ser movimentado, assim o feixe é geralmente limitado a um eixo horizontal fixo (Figura 3).

Figura 3 – Aparato do isocentro estereotáxico. O feixe fixo de partículas carregadas intercepta o volume alvo no ângulo desejado



Fonte: PHILLIPS, 1993. (8)

A solução tem sido a configuração de interfaces para cada sistema que posiciona de forma confiável o sistema de *frames* estereotáxicos em relação aos eixos do feixe de radiação. Essas interfaces são projetadas com tantos graus de liberdade quanto necessário para que as posições relativas entre as coordenadas estereotáxicas e a fonte de radiação possam ser ajustadas para colocar o alvo radiocirúrgico no centro do eixo do feixe, chamado de isocentro do aparelho.

Um sistema estereotáxico bem-sucedido para uso radiocirúrgico, então, deve atender a todos os padrões discutidos acima. Vários sistemas foram desenvolvidos, todos ligeiramente diferentes, mas todos compartilham essas propriedades em comum.

Em relação ao uso da estereotaxia, os métodos estereotáxicos tiveram uma longa história no campo da neurocirurgia, e eles estão sendo usados com mais frequência e em mais instituições. O uso de procedimentos estereotáxicos em seres humanos pode ser agrupado em três grandes categorias: a) funcional, b) lesões expansivas e c) localização.

Para a desordem funcional, os procedimentos estereotáxicos funcionais descrevem o tratamento de distúrbios do movimento, dor intratável, epilepsia e doença psiquiátrica. Portanto, atlas estereotáxicos das regiões funcionais do cérebro, são necessários para localizar o alvo desejado dentro das coordenadas estereotáxicas. A ventriculografia estereotáxica, ao visualizar os ventrículos e a estrutura estereotáxica, fornece os meios para traduzir as coordenadas internas, como se encontra no atlas, para guiar o *frame* externo com o equipamento. Os procedimentos estereotáxicos funcionais são utilizados no tratamento do tremor Parkinsoniano, tremor hereditário ou tremor essencial, tremor cerebelar, dor intratável

em doentes terminais, em alguns casos de epilepsia intratável e em alguns casos cuidadosamente selecionados de doença psiquiátrica grave.

Os procedimentos estereotáxicos de lesões expansivas desenvolveram-se principalmente com o advento da TC. Os alvos de interesse são "visíveis", seja por TC, MRI ou outros procedimentos radiológicos como a Angiografia. São incluídos procedimentos de diagnóstico e procedimentos terapêuticos.

Como procedimentos de diagnóstico, as técnicas estereotáticas permitem o desempenho de uma biópsia com pouco risco para o paciente e também fornecem informações de localização (em um nível histológico) se for necessário para o tratamento. Foram concebidas várias ferramentas habilidosas de biópsia que permitem a obtenção de amostras de tecido que proporcionem ao histologista tecido suficiente, sem comprometer o cérebro saudável.

O tumor também pode ser explorado por meios elétricos, como o eletroencefalograma ou medidas de impedância. Em todos esses casos, os instrumentos estereotáxicos são finos (geralmente com menos de 4 mm de diâmetro) e com pontas arredondadas, de modo que podem deslizar facilmente através do tecido cerebral sem cortar os vasos sanguíneos. O cérebro tolera essas intrusões muito bem, e a principal fonte de complicações é a hemorragia causada por danificar inadvertidamente um vaso sanguíneo.

A intervenção estereotática terapêutica no caso de lesões expansivas é realizada para evacuar fluidos de cistos, abscessos e hematomas. Também é usada para tratamento intersticial de tumores com radioisótopo e para o tratamento estereotático radiocirúrgico de malformações vasculares (MAV) ou tumores. A radioterapia intersticial dos tumores procede de forma similar às biópsias, em relação à inserção de instrumentos na lesão. Os fios finos, comumente contendo Ir-192 ou I-125, são introduzidos e podem ser deixados lá permanentemente (fontes de baixa atividade) ou então mantidos no local por algum tempo (geralmente na condição domiciliar) e depois removidos. O número e a colocação dos fios variam de acordo com a instituição e a doença a ser tratada. Às vezes, um único fio é colocado no centro do tumor com atividade suficiente para causar necrose no mesmo, ainda assim, poupando o tecido adjacente. A radiocirurgia estereotática tem os mesmos objetivos (embora uma taxa de dose muito diferente) que a radioterapia intersticial, mas não requer que nenhum instrumento seja introduzido no cérebro. Os feixes externos de radiação miram a lesão usando localização estereotática. Para obter altas doses de radiação dentro da lesão e doses toleráveis no restante do cérebro, várias estratégias são planejadas.

Os procedimentos estereotáxicos de localização referem-se aos casos em que a lesão é tratada por meios microcirúrgicos convencionais, mas na qual a localização estereotáxica é necessária para viabilizar tal cirurgia sem causar danos inaceitáveis ao tecido normal. Tais casos incluem pequenos tumores e pequenos cistos na massa branca, pequenas malformações arteriovenosas subcorticais e corpos estranhos. Tais procedimentos geralmente se beneficiam também de procedimentos de diagnóstico estereotáxicos. A lesão é localizada, uma craniotomia é realizada e os instrumentos (instrumentos cirúrgicos e *lasers*) são introduzidos ao longo da trajetória mais vantajosa. À medida que as técnicas estereotáxicas entram em uso mais geral, mais e mais operações serão realizadas utilizando-as para alcançar um resultado mais satisfatório. (8)

2.3 Acelerador Linear

A radiocirurgia feita por linacs tem a vantagem de ser menos dispendiosa e com capacidade de tratar tumores maiores que a radiocirurgia feita com *Gamma Knife*. Os linacs adaptados para radiocirurgia, usando a técnica de isocentro único, podem tratar tumores bem maiores, o que permite uma maneira mais homogênea de tratamento. O aparelho de radiocirurgia baseado em linacs requer, porém, um grande trabalho de calibração e manutenção da qualidade. A técnica com linacs evoluiu, além dos múltiplos isocentro; para o uso de colimadores de multilâminas que possibilitam a conformação do feixe radioativo, que permitem, além disso, a modulação a cada área específica da lesão e da anatomia adjacente. (3)

2.3.1 Utilização do Acelerador Linear para SRS

A partir de 1974 iniciou-se a utilização dos Aceleradores Lineares (linac) (Figura 4), na radiocirurgia, aproveitando fontes de radiação viáveis para esta técnica, como é o caso dos feixes de raio-X de alta energia. Estes feixes são colimados e dirigidos a alvos pré-determinados e localizados estereotaxicamente. Deste momento em diante ocorreram rápidas alterações no estado de arte da radiocirurgia aumentando-se progressivamente o grau de eficácia, precisão e segurança na execução desta modalidade terapêutica.

O desenvolvimento do colimador multilâminas veio proporcionar, através da técnica de arco conformacional dinâmico, a capacidade de conformar melhor os feixes de radiação à irregularidade do alvo a tratar, de forma a excluir estruturas vizinhas sãs. Esta técnica

permitiu também a redução a um único isocentro (na maioria dos tratamentos), o que proporciona uma dose mais homogênea no volume alvo. Além das vantagens anteriormente citadas, a capacidade de movimento dinâmico das lâminas e de conformação contínua ao volume alvo ao longo da irradiação, veio melhorar ainda mais a distribuição de dose em alvos irregulares, no que diz respeito quer à conformidade quer à homogeneidade do efeito. (7)

Distribuições alcançáveis de dose são similares para os sistemas baseados em acelerador linear e sistemas de *Gamma Knife*. Com ambos os sistemas, é possível se obter distribuições de dose que se conformacionam muito próximas da forma do alvo intracraniano, poupando, dessa forma, o máximo de tecido cerebral normal. Avanços recentes em obtenção estereotáxica de imagem e tecnologia computacional para planejamento de dose, assim como refinamentos em sistemas de entrega de radiação, têm levado a eficácia aumentada, menos complicações, e um considerável aumento no interesse às várias aplicações de SRS. Talvez seja de igual importância o fato de se ter cada vez mais evidência científica convencendo a maioria da comunidade internacional neurocirúrgica de que a radiocirurgia é uma opção de tratamento viável para pacientes selecionados sofrendo de uma variedade de desordens neurocirúrgicas desafiadoras. (9)

Figura 4 – Acelerador Linear *Novalis® Tx Varian Medical Systems*



Fonte: Adaptada de *BrainLab®*, arquivos Hospital Sório-Libanês-SP, 2018.

2.3.2 Análise entre o tratamento estático e o arco dinâmico

A radiocirurgia e a radioterapia estereotáxica com aceleradores lineares equipados com colimadores micro multilâminas se desenvolveu naturalmente nesse contexto, fazendo uso de avanços mais recentes e combinando os procedimentos e técnicas complexas de irradiação, como a do arco dinâmico e a radioterapia conformada tridimensional, torna-se ainda mais importante o conhecimento dos campos pequenos de radiação provenientes desses equipamentos. (10)

2.3.2.1 Planejamento do tratamento SRS

Tradicionalmente, não são utilizadas margens do GTV no SRS, com exceção do tratamento de ressecção de cavidades no cérebro, onde algumas instituições adicionam uma margem de CTV de 2 mm.

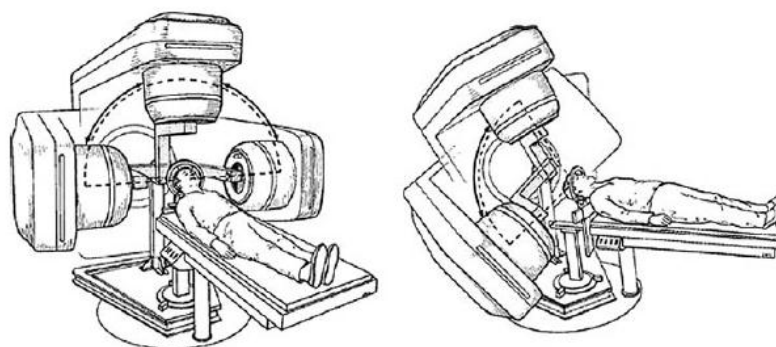
A equação para margem de Van Herk é utilizada com frequência para se determinar margens de PTV em regimes de tratamentos usualmente fracionados. Entretanto, isto se baseia na suposição de haver um número suficientemente alto das frações para uma estatística válida do erro randômico de Poisson. Isto também se propõe no uso da radioterapia conformacional 3D. Tem sido feito esforços para se adaptar equação de Van Herk para o SRS, e mais recentemente, estudos baseados em Monte Carlo (MC) tem sido publicados com relação ao tamanho da margem especificamente para SRS. Devido ao SRS *frameless* ainda ser uma modalidade relativamente nova, é recomendado que se use margens baseadas em recomendações de grupos de ensaios clínicos ou, se estes não estiverem disponíveis, fazer referência a estudos clínicos prospectivos publicados utilizando processos e equipamentos similares.

O RTOG se apresentou como uma restrição (do inglês, *constraint*) do PTV +2 cm para limitar o volume de dose intermediária dos OARs. Indiretamente, o uso de *constraint* de restrição força o uso de múltiplos feixes, diminuindo o risco de toxicidade na pele causado pelas áreas quentes de entrada do feixe que são mais distantes do alvo. Áreas quentes dentro do alvo não apenas são aceitáveis, como também são desejáveis com frequência. O gradiente de dose fora do alvo deve ser alto. Para se calcular precisamente uma dose, dado os altos gradientes de dose, a grade de cálculo de dose do planejamento do tratamento deve ser

configurada para a resolução mais alta que mantenha o tempo de cálculo clinicamente razoável. Esta grade deve ser ≤ 2 mm para a maioria dos sistemas de planejamento de tratamento e 2% para a maioria dos sistemas de planejamento de tratamento baseados em MC. A subdosagem no PTV pode ser necessária para proteger órgãos críticos adjacentes ao alvo. (11)

Ao contrário da configuração do feixe estático do *Gamma Knife*, sistemas baseados em aceleradores lineares produzem um feixe único que pode ser posicionado de diferentes maneiras para criar um plano de tratamento ideal. O *gantry* do tratamento rotaciona em um único plano sobre um eixo horizontal. O uso tratamento em arcos em substituição ao de feixes estáticos evita que tecidos adjacentes recebam doses indesejadas de radiação. Conforme a mesa rotaciona sobre um eixo perpendicular em relação ao *gantry*, tratamento com múltiplos arcos não-coplanares são possíveis (Figura 5).

Figura 5 – Demonstração da rotação do *gantry* e da mesa de tratamento do linac em eixos perpendiculares entre si e com a sua interceptação no alvo



Fonte: Shepard DM, Yu C, Murphy M, Bussiere MR, Bova FJ. (9)

O principal objetivo em qualquer plano de tratamento é maximizar a cobertura do tumor com uma queda acentuada da dose para limitar o dano nos tecidos normais. Esses objetivos são influenciados primariamente pelo tamanho do colimador, o número de isocentros utilizados, e o número de arcos de tratamento por isocentro. Enquanto que um colimador maior e com menos isocentros pode encurtar o tempo de tratamento, a abordagem oposta pode ser necessária para se alcançar a conformidade ideal e a queda de dose (do inglês, *fall-off*).

Após as imagens terem sido importadas no sistema de planejamento e as marcas de fiduciais terem sido registradas, o alvo a ser tratado é então identificado. Para auxiliar no delineamento do alvo, a fusão de imagens de diferentes modalidades de imagem é possível em

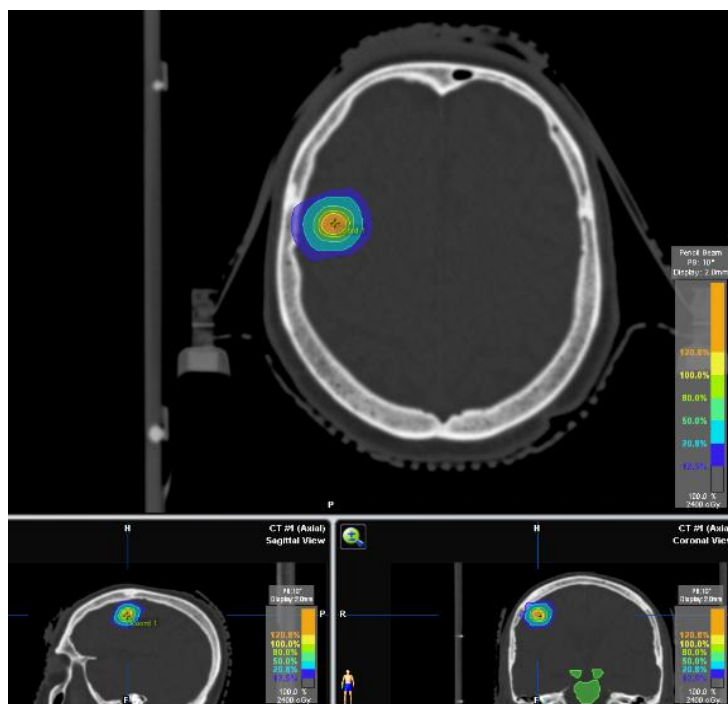
muitos sistemas de planejamento SRS. Enquanto alguns sistemas de planejamento não necessitam que os operadores delimitem o alvo e as estruturas críticas, o contorno é necessário se o DVH (Histograma Dose-volume) é utilizado para a avaliação do planejamento. O delineamento também é necessário para os sistemas que utilizam o planejamento inverso. (9)

Com o programa de planejamento de dose, a seleção otimizada de campo para irradiação de feixes convergentes é realizada e os parâmetros de configuração do linac podem ser obtidos. O planejamento de dose é realizado em três passos:

1. Definição da configuração do campo.
2. Cálculo da dose.
3. Avaliação da distribuição de dose resultante.

Esses passos são repetidos até que uma distribuição satisfatória de dose seja alcançada, após a qual um protocolo de planejamento seja impresso contendo os valores necessários para a configuração no acelerador linear. A Figura 6 fornece um exemplo de um planejamento de tratamento em SRS.

Figura 6 – Resultado do planejamento de tratamento em um plano de TC com visualizações coronal, sagital e axial



Fonte: A autora, 2018.

Em contraste à radioterapia convencional, todo o procedimento de planejamento de tratamento em radiocirurgia estereotáxica é sempre em referência ao *frame* e ao seu sistema

de coordenadas. Entretanto, nas técnicas avançadas de imobilização e de imagem são incorporadas as diferentes modalidades de TC e MRI no planejamento de tratamento radiocirúrgico, as quais requerem diferentes sistemas de coordenadas. Uma simulação mútua entre a radioterapia convencional e a radiocirurgia estereotáxica é possível para sistemas de planejamento de tratamento. (12)

O planejamento radiocirúrgico deve considerar alguns fatores, como o tamanho da lesão e a proximidade a estruturas neuroanatômicas críticas.

O tamanho da lesão tratada é um critério importante para a determinação de quão apropriada será a radiocirurgia *versus* a radioterapia. Conforme o tamanho do volume alvo irradiado aumenta, a radiação indesejada nos tecidos adjacentes que não fazem parte do alvo aumenta de forma exponencial. O impacto clínico dessa inevitabilidade geométrica é magnificado pelas doses altas de radiação entregues na radiocirurgia. Como por exemplo, geralmente a irradiação em dose única do parênquima cerebral normal deve ser restrita para < 12 a 15 Gy, por que se a dose exceder essa restrição há o risco de déficit neurológico. Como um resultado dessa restrição de dose, lesões com tamanho maiores que 4 cm não são usualmente tratadas radiocirurgicamente. (13)

2.3.2.2 Efeito do tamanho da lesão e da posição dentro da cabeça em relação à exposição do tecido normal

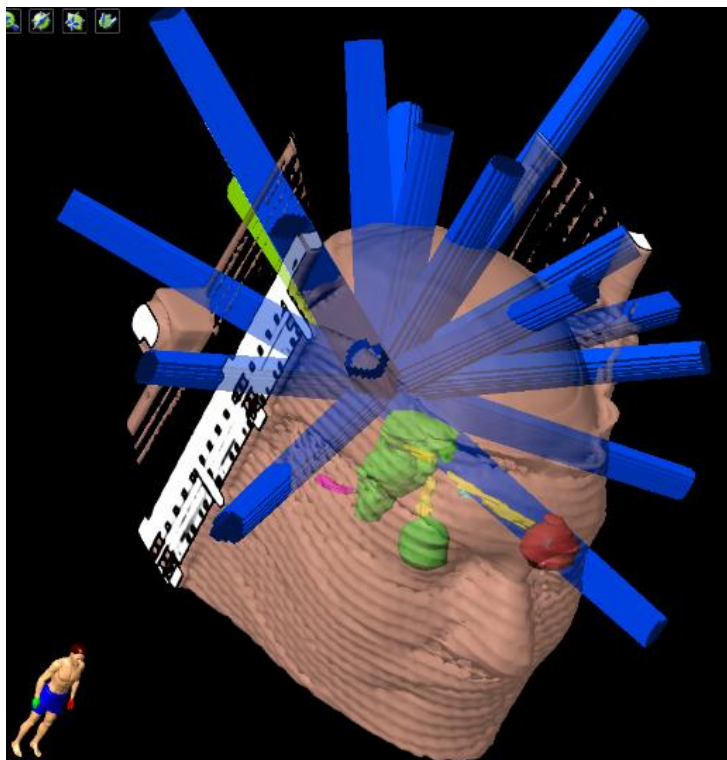
Phillips et al. investigaram o efeito de irradiação em diferentes geometrias, ou seja, o tamanho e a posição de uma lesão, para diferentes tipos de irradiação em radiocirurgia estereotáxica em uma simulação cuidadosa de computador. Os tamanhos da lesão variaram de 0,5 a 65 cm³. Considerando apenas a técnica de acelerador linear, encontrou-se uma diferença típica de distribuição de dose entre a lesão alvo e o tecido adjacente (saudável); enquanto que uma cobertura da lesão alvo uniforme a $\pm 5\%$ pode ser obtida para cada tamanho, a carga de dose para uma casca de 1 cm de espessura ao redor do alvo tornou-se progressivamente pior à medida que o tamanho da lesão aumentou. Essa diferença reflete a sobreposição de feixes de fótons adjacentes e quase opostos. Havia pouca dependência nos resultados obtidos com a localização do alvo. Isso se deve principalmente à disposição 2π das entradas dos feixes com múltiplos arcos não coplanares e à característica de dose de profundidade exponencial dos fótons. (12)

2.3.2.3 Características do plano de tratamento estático

Com mMLC, técnicas de planejamento de terapia tridimensional conformacional (3D) podem ser aplicadas para planejamento SRS. Se houver um número suficiente de feixes modulados pelo mMLC, a qualidade de distribuição de dose pode se equiparar àquelas obtidas com arcos múltiplos utilizando colimadores circulares e múltiplos isocentros. Isto é especialmente verdadeiro quando os alvos são maiores e possuem forma não-esférica. Como apenas um isocentro é necessário, a conformidade de dose criada com mMLCs é geralmente melhor do que aquela obtida com o uso de colimadores circulares e múltiplos isocentros. Com a exceção da necessidade para reconstrução estereotáxica de *frames* e marcadores estereotáxicos, o método de planejamento para SRS essencialmente se equipara àquele para terapia conformacional 3D. Cada campo não-coplanar é conformado com base na visão do “olho” do feixe (BEV, da sigla em inglês *Beam's Eye View*) do alvo com margens adicionais para contabilizar a penumbra do feixe, a qual é mais larga que a penumbra de colimadores circulares, e também aumenta com a largura da lâmina.

O uso de campos estáticos (Figura 7) por meio de um mMLC é mais adequado para alvos com formas convexas. Com campos estáticos, a capacidade é limitada para se poupar tecidos normais no centro de um volume côncavo.

Figura 7 – Tratamento de radiocirurgia utilizando campos estáticos



Fonte: A autora, 2018.

2.3.2.4 Características do plano de tratamento dinâmico

Muitos dos mMLCs comercialmente disponíveis são capazes de entregar feixes dinâmicos onde a forma do campo muda continuamente para se conformar ao BEV do alvo durante a entrega do feixe em arco. A entrega do arco dinâmico conformacional (Figura 8) combina as vantagens dosimétricas dos arcos com a conformidade que é possível com a modulação do feixe no mMLC. Além disso, essa abordagem apenas requer um único isocentro. Com o uso de três ou quatro arcos não-coplanares, um volume de alta dose pode ser criado de modo a se conformar ao alvo.

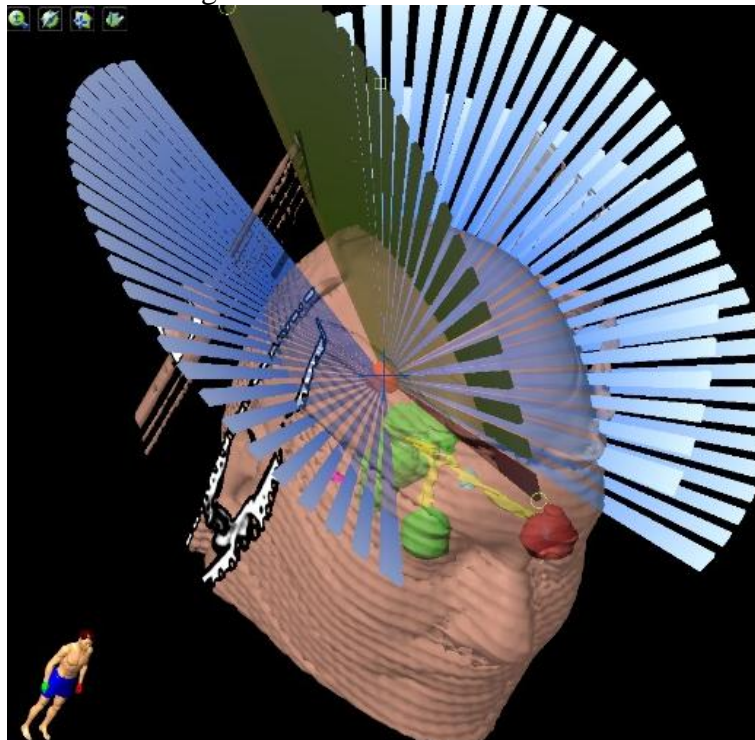
No planejamento de tratamento para arcos dinâmicos conformacionais o operador deve determinar o número de arcos, seus comprimentos, e seus arranjos. Para controle de planejamento e entrega, cada arco é simulado de acordo com uma série de campos estáticos. As formas são tipicamente configuradas com base no BEV do alvo e estruturas críticas. Por exemplo, pode-se configurar cada forma de campo contida em um arco para se ajustar ao BEV do alvo mais uma margem de até 3 mm. Além disso, pode-se escolher utilizar o BEV de uma estrutura crítica para se delinear formas de campo que bloqueiam a estrutura através do

caminho do arco. Se o gantry do acelerador rotacionar em uma velocidade constante e mantiver uma taxa de dose constante durante a rotação, deve-se designar o mesmo número de unidades monitoras para cada ângulo de feixe em um determinado arco.

O cálculo de dose para arcos conformacionais é mais complicado do que para os arcos convencionais devido ao fato de que as formas do campo mudam enquanto estiver em *beam on*. O sistema de planejamento deve calcular as contribuições de dose de um alto número de campos de forma irregular. Para se determinar o espaçamento angular dos campos estáticos, deve-se equilibrar a necessidade da acurácia com a intenção para se obter um tempo de cálculo de dose razoavelmente rápido. Quando um arco é espaçado aproximadamente com mais de 5° de outro arco, a falta de uma sobreposição (do inglês, *overlap*) suficiente do campo resulta em características de dispersão das linhas de isodose mais baixas em relação ao alvo.

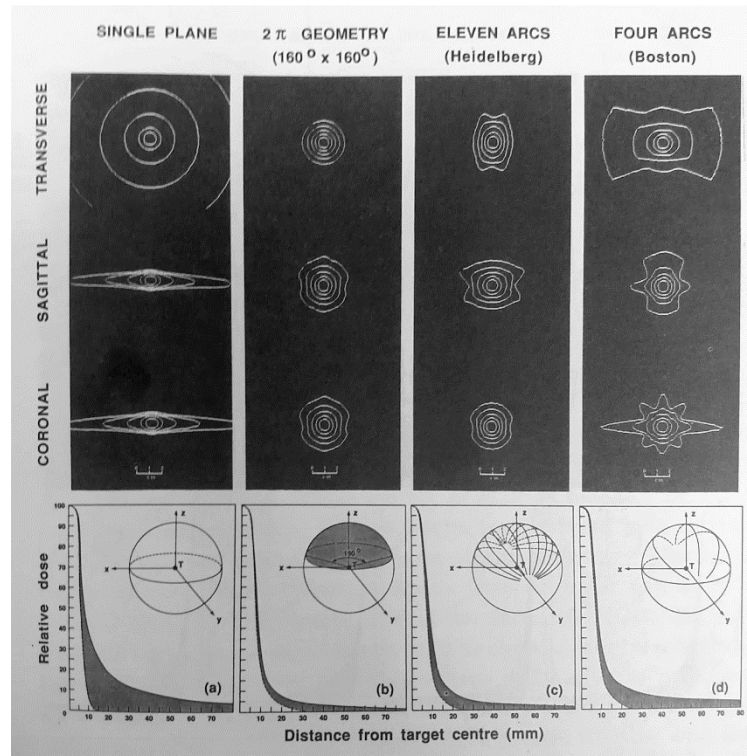
Espaçamentos menores dos feixes irão reduzir tais características nas linhas de isodose exibidas (Figura 9). (9)

Figura 8 – Tratamento de radiocirurgia utilizando arco dinâmico



Fonte: A autora, 2018.

Figura 9 – Distribuição das curvas de isodose nos planos transversal (axial), sagital e coronal



Legenda: Distribuição das curvas, com as doses baixas e *fall-offs* para as várias técnicas utilizando linac para a radiocirurgia: rotação em um único plano, geometria 2π ($160^\circ \times 160^\circ$), múltiplos arcos não-coplanares (Heidelberg - 11 arcos), múltiplos arcos não-coplanares (Boston - 4 arcos). O Phantom possui 18 cm de diâmetro e o alvo esférico possui 1 cm de diâmetro, utilizando a energia de 10 MV, com a dose de 100% no isocentro e a dose de 90% na borda do alvo. As linhas de isodose mostradas são 90%, 50%, 20% e 5%.

Fonte: Adaptado de Hartmann. (12)

Em alguns sistemas de planejamento de tratamento, um arco longo também pode ser subdividido em múltiplos sub-arcos. O peso desses sub-arcos pode ser otimizado com base nas restrições de dose-volume definidas pelo usuário. Durante a entrega, cada um desses sub-arcos é tratado como um feixe separado. Geralmente, essa técnica funciona melhor em alvos convexos, e não tão bem em alvos com superfícies côncavas. (9)

2.4 Dosimetria de campos pequenos

Em termos gerais, um campo de fótons é considerado como pequeno ou estreito quando não tem equilíbrio lateral de partículas carregadas (LCPE, da sigla em inglês, *Lateral Charged Particle Equilibrium*). Outros aspectos que influenciam a dosimetria de campos

pequenos têm a ver com o tipo de cabeçote do acelerador linear de tratamento, incluindo o tamanho efetivo da fonte dos elétrons que colidam com o alvo onde são produzidos os fótons por radiação de freamento (do alemão, *bremsstrahlung*).

Ao contrário dos feixes largos de fótons, em feixes pequenos o tamanho de campo definido pela largura total na metade do máximo (FWHM, da sigla em inglês *Full Width at Half Maximum*) do perfil de dose na profundidade típica de referência de 10 cm, normalizado no eixo central do feixe, normalmente não coincide com a indicação do colimador. Além destas limitações do campo e do feixe, o tamanho do detector relativo ao tamanho do campo é fundamental. Como é conhecido, qualquer detector dá um sinal proporcional à dose média no volume sensível (efeito da média volumétrica) e proporcional à fluência de partículas que atravessam dito volume. Quando o tamanho do campo é menor ao do detector e as partículas só atravessam uma parte do volume sensível, a média do sinal do detector no volume sensível, será incorreta.

2.4.1 Definição de campos pequenos

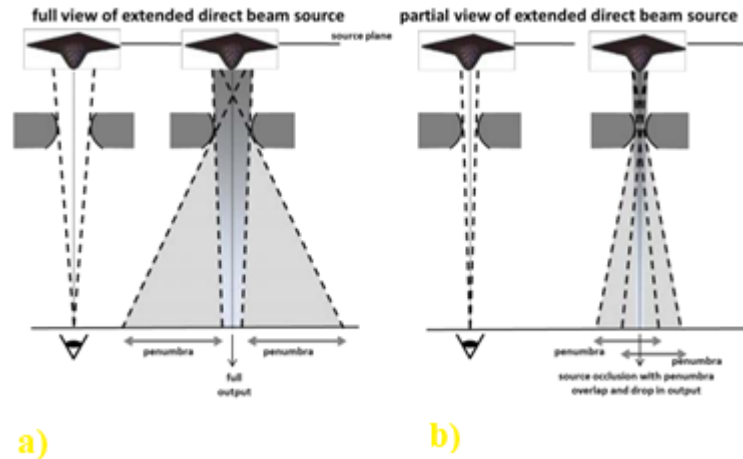
Na COP (Código de Prática) TRS 483 AIEA, os requisitos de um campo pequeno são descritos em detalhes.

Para resumir, pelo menos uma das três seguintes condições físicas será cumprida para um feixe de fótons externo ser designado como pequeno:

- a) Existe uma perda de equilíbrio de partículas carregadas lateralmente (LCPE, da sigla em inglês *Lateral Charged Particle Equilibrium*) no eixo do feixe;
- b) Há oclusão parcial da fonte primária de fóton pelo dispositivo de colimação no eixo do feixe (Figura 10);
- c) O tamanho do detector é semelhante ou grande em comparação com as dimensões do feixe.

As duas primeiras características são relacionadas ao feixe, enquanto a terceira está relacionada ao detector para um determinado tamanho de campo. Todas três condições resultam na sobreposição entre a penumbra de campo e o volume do detector.

Figura 10 – Ilustração esquemática do efeito oclusão da fonte



Legenda: a) Visão completa da fonte de feixe direto estendido. b) Visão parcial da fonte de feixe direto estendido.

Fonte: TRS 483 AIEA, 2017. (14)

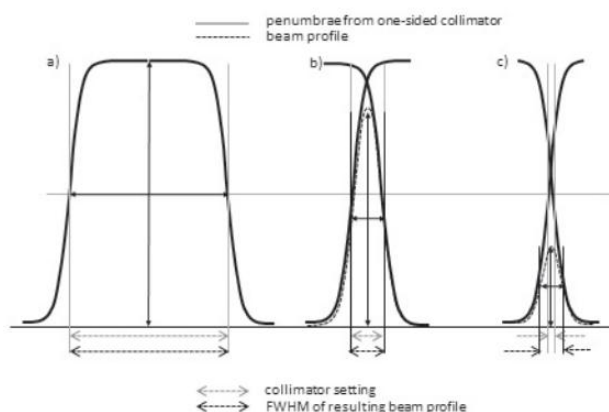
A Comissão Eletrotécnica Internacional fornece definições para dois tamanhos de campo diferentemente designados:

- O tamanho do *campo geométrico* é definido como a projeção geométrica da abertura do colimador pela fonte de radiação em um plano perpendicular ao eixo do feixe;
- O tamanho do *campo de irradiação* é definido em termos das dimensões de uma área em um plano perpendicular ao eixo do feixe de radiação definido por linhas de isodose especificadas.

O tamanho do campo geométrico corresponde a um campo de luz alinhado que é igual à configuração do colimador para colimadores focados em bordas planas. Para colimadores cilíndricos, a relação entre o tamanho do campo geométrico e as configurações do colimador é uma curva quadrática. Em feixes largos, o FWHM dos perfis laterais, isto é, o tamanho do campo de irradiação especificado no nível de dose relativa de 50%, é igual ao ajuste do colimador e, portanto, é congruente com o tamanho do campo geométrico. O tamanho do campo definido pela configuração do colimador corresponde assim bem ao FWHM do perfil do feixe lateral na profundidade do isocentro e a medição do FWHM é uma maneira comum de verificar a configuração do tamanho do campo. Em campos pequenos, no entanto, devido à oclusão parcial da fonte finita primária de fótons e à perda de LCPE, resultando em uma redução drástica do output do feixe, esta congruência se desmembra como é mostrado na Figura 11. Como o valor da dose máxima do eixo central é reduzido, o FWHM é determinado por uma posição mais baixa na curva da penumbra (ver Figura 11). O FWHM do campo resultante não é, portanto, consistente com a definição geométrica do campo. O tamanho do

campo de irradiação especificado a 50% do nível de dose relativa torna-se mais amplo do que o tamanho do campo geométrico definido pelas configurações do colimador projetado, um efeito chamado alargamento aparente do campo. Para um determinado SSD, esse efeito depende da distância de origem para colimador.

Figura 11 – Efeito da penumbra



Legenda: Sobreposição da penumbra no FWHM do perfil do feixe lateral para campos pequenos ilustrando o alargamento aparente do campo, comparado as configurações do colimador.

Fonte: TRS 483 AIEA, 2017. (14)

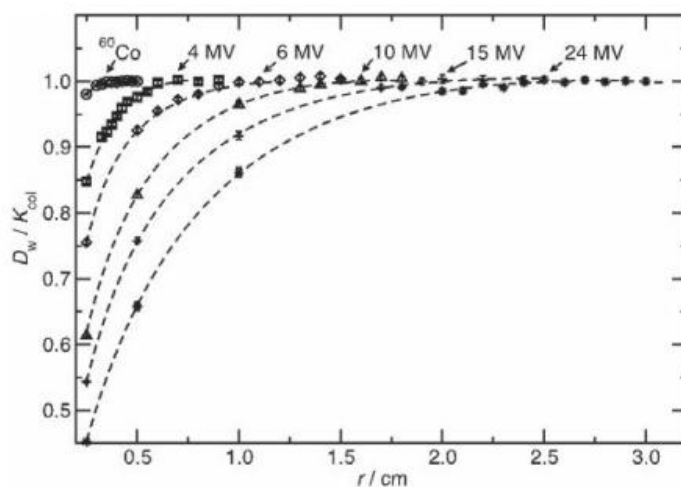
A ausência de informações sobre se o tamanho de um campo foi especificado em termos de FWHM do perfil do feixe lateral ou da configuração da projeção do colimador complica a interpretação dos dados do fator output de campo publicados na literatura. A COP TRS 483 AIEA aconselha que a publicação de todos os dados de campo pequenos, como fatores de saída (do inglês, *output*) de campo, seja acompanhada de declarações inequívocas sobre como o tamanho do campo foi definido. Demonstrou-se que a resposta e a perturbação do detector dependem do tamanho do campo de irradiação especificado a 50% de nível de dose relativa, isto é, o FWHM, na profundidade de medição, em vez de na configuração do colimador. A análise dos dados publicados sobre as correções de perturbação do detector indica que os erros cometidos ao escolher uma especificação de tamanho de campo incorreta são substanciais. É aconselhável que o FWHM seja usado para selecionar perturbações do detector como uma função do tamanho do campo. Conclui-se assim, que o FWHM do perfil do feixe lateral é o parâmetro de campo mais representativo e essencial para a dosimetria precisa de campo pequeno, e o tamanho do campo para a dosimetria de campo pequeno é, nesta COP, definido como o tamanho do campo de irradiação ou o FWHM do campo. Se for referido outro parâmetro de tamanho de campo, como tamanho de campo geométrico, isso

será explicitamente mencionado. Para facilitar o estabelecimento de uma relação entre o FWHM e a configuração do colimador, também é aconselhável que tanto o FWHM, quanto o tamanho do campo geométrico sejam registrados ao reportar dados de campo pequenos. A medida precisa dos perfis para campos pequenos envolve procedimentos cuidadosos.

2.4.2 Condição de campos pequenos

A perda de LCPE ocorre em feixes de fótons se a largura ou o raio do feixe for menor do que o alcance máximo de elétrons secundários, que contribuem mensuravelmente para a dose absorvida. Esta condição foi quantificada avaliando o raio mínimo de um campo de fótons circular para o qual o kerma de colisão em água e a dose absorvida para a água atingiram os valores determinados pelas condições de equilíbrio de partículas carregadas transitórias de feixe largo (TCPE) (para a definição de TCPE referem-se a Attix, capítulo 2). Uma ilustração é mostrada na Figura 12. A ausência de LCPE é problemática para a dosimetria utilizando materiais de detecção que não são à prova d'água. Um parâmetro prático que determina quantitativamente quando o tamanho do campo é pequeno é o intervalo de equilíbrio de partículas carregadas lateralmente (r_{LCPE}), definido como o raio mínimo de um campo de fótons circular para o qual o kerma de colisão na água e a dose absorvida para a água são iguais no centro do campo (além de uma correção para o centro da produção de elétrons no TCPE).

Figura 12 – Razões de dose-água para kerma de colisão na água



Legenda: Calculada por simulação Monte Carlo em água a 5 cm de profundidade no eixo central para feixes de fótons de alta energia. Os dados são plotados como uma função do raio dos feixes clínicos estreitos definidos a 100 cm SSD para feixes de raio X de alta energia e 80 cm SSD para Co-60.

Fonte: TRS 483 AIEA, 2017. (14)

A segunda condição é ilustrada, novamente na Figura 10, e está relacionada ao tamanho finito da fonte do feixe fotônico primário, o ponto focal estendido, que é geralmente determinado pela FWHM da distribuição de fluência do fóton de *bremsstrahlung*, saindo do alvo. Um campo pequeno criado por colimação que protege parte da fonte finita de fótons primários produzirá um *output* de feixe inferior no eixo do feixe, em comparação com os tamanhos dos campos onde a fonte não está parcialmente bloqueada. Este efeito de oclusão de origem primária torna-se importante quando o tamanho do campo é comparável ou menor que o tamanho da fonte primária de fótons. Para aceleradores lineares modernos, onde o tamanho primário da fonte de fótons não é maior do que 5 mm, a oclusão direta da fonte geralmente ocorre em tamanhos de campo menores que aqueles em que o desequilíbrio de elétron lateral começa. A oclusão parcial da fonte de fótons primária influencia o espectro de partículas, e é uma fonte de gradientes de dose absorvidas locais, que podem ter um grande efeito na resposta do detector. A perda de LCPE e o efeito primário de oclusão da fonte de fótons são responsáveis por uma queda acentuada no *output* do feixe com o tamanho decrescente do campo. Essa queda torna-se mais pronunciada quando a energia do feixe de fótons aumenta ou a densidade do meio diminui (em ambos os casos, os intervalos de elétrons aumentam).

2.4.3 Características gerais dos detectores para dosimetria de campos pequenos

Deve ser feita uma distinção entre os requisitos do detector para a dosimetria do campo de referência convencional de 10 cm × 10 cm e aqueles para a dosimetria de campos menores; particularmente para a dosimetria relativa de campos pequenos (não-MRS), os requisitos podem ser substancialmente diferentes.

Os requisitos de precisão para a dosimetria de referência convencional e para a dosimetria de referência específica da máquina (MSR, da sigla em inglês *Machine Specific Reference*) devem ser os mesmos. As condições de referência, no entanto, serão diferentes. Embora isso coloque algumas restrições sobre o tipo de equipamento que pode ser usado, espera-se que os requisitos para o equipamento utilizado para a dosimetria MSR sejam em grande parte os mesmos que os aplicáveis à dosimetria dos campos de referência convencionais. O equipamento considerado para a dosimetria MSR incluirá, mas não se limitando a câmaras de ionização menores e fantomas com geometrias e materiais diferentes dos usados para a dosimetria de referência convencional. Assim, apenas medidas ionométricas são consideradas para a dosimetria de referência na COP (TRS 483 AIEA). O conselho básico

continua sendo que, para a dosimetria MSR, uma câmara de ionização é usada em um fantoma de água para determinar a dose de referência absorvida na água na máquina de radioterapia do usuário. Tradicionalmente, um sistema de dosímetro ionométrico para radioterapia contém os seguintes componentes:

- a) Uma ou mais câmaras de ionização, incluindo o cabo e o conector permanentemente presos. É aconselhável que as câmaras de ionização escolhidas sejam especificamente projetadas para o propósito proposto (modalidade, qualidade da radiação, etc).
- b) Um ou mais fantasmas com capas impermeáveis, se necessário.
- c) Um conjunto de medição (eletrômetro).
- d) Um ou mais dispositivos de verificação de estabilidade, especificamente projetados para a câmara de ionização escolhida.
- e) Termômetro e barômetro calibrados.

É prudente presumir que um detector usado para dosimetria em campos grandes não funcionará bem em campos pequenos até que o contrário seja comprovado por sua caracterização adequada especificamente para uso em campos pequenos. Por exemplo, as câmaras de ionização muitas vezes não são adequadas na presença de altos gradientes de dose absorvida. A média de volume e as perturbações substanciais na ausência de LCPE comprometem seu uso para a dosimetria de fótons de campos pequenos. As características genéricas de detectores adequados para dosimetria de campo pequeno estão resumidas no Anexo.

O detector ideal em dosimetria de campo pequeno avalia a fluência em um ponto, é equivalente em água, e tem uma resposta linear, independente da energia e da taxa de dose absorvida (fluência).

2.4.3.1 Câmara de ionização

Câmaras de ionização pequenas com ventilação de ar de um volume de 0,01 - 0,3 cm³, como minicâmaras (do inglês, *minichambers*) e câmaras *pinpoint* foram relatadas como sendo adequadas para medições de parâmetros de campo até 2 cm × 2 cm. Elas têm uma resposta de energia favorável a fótons de baixa energia e resposta direcional uniforme. Elas também são independentes da taxa de dose absorvida. Os efeitos de haste e cabo precisam ser verificados e corrigidos. Também é aconselhável que o efeito de polaridade seja cuidadosamente verificado e corrigido.

2.4.3.2 Diodo

Os diodos de silício geralmente têm um volume sensível suficientemente pequeno (tipicamente $< 0,2 \text{ mm}^3$), de modo que a média dos efeitos do volume são pequenos. No entanto, a sua dependência angular não é uniforme devido à construção interna e materiais utilizados e pode variar de 3% em magnitude. Por esta razão, é aconselhável que eles sejam usados apenas com o eixo de simetria paralelo ao eixo do feixe. Os diodos são conhecidos por responder excessivamente a fótons de baixa energia devido às diferenças nos coeficientes de absorção de energia em massa de silício e água em energias keV. No entanto, em campos pequenos, onde a radiação dispersa é reduzida, a contribuição dos fótons de baixa energia é bastante baixa.

É necessário ter cuidado para selecionar um tipo apropriado de diodo. Os diodos não blindados (diodos de elétrons) foram relatados como tendo propriedades mais adequadas para a dosimetria de campo pequeno do que diodos blindados (diodos de fótons), mas fatores de correção de *output* são necessários para tamanhos de campo abaixo de 1 cm devido ao efeito de sua densidade em massa em comparação com a água. Os diodos blindados são compensados por energia, absorvem alguns dos fótons dispersos de baixa energia e contêm material de alta densidade (por exemplo, tungstênio). No entanto, a presença de tungstênio aumenta a fluência de elétrons secundários em silício, devido ao maior coeficiente de absorção de energia de massa de tungstênio, para feixes de fótons de baixa energia. Isso causa uma resposta excessiva do diodo.

Foi mostrado que a resposta dos diodos blindados não é completamente independente das mudanças no tamanho do campo e da profundidade de medição. O aumento da contribuição de fótons dispersos de baixa energia com profundidade resulta em uma resposta excessiva de diodos blindados. No entanto, em grandes profundidades, alguns diodos tem sido relatados como exibindo subresposta, a qual foi atribuída à resposta dependente da taxa de dose absorvida. Em campos pequenos, o uso de diodos não blindados é aconselhável. Para medições em campos muito pequenos, são usados diodos estereotáxicos. Os diodos têm uma vida útil limitada e sua sensibilidade depende da dose absorvida acumulada. Por este motivo, é aconselhável que a constância de sua resposta relativa seja verificada periodicamente.

2.4.3.3 Filme radiocrômico

A dosimetria de filme radiográfico e radiocrômico para pequenas medidas de campo é atraente devido a uma resolução espacial superior em 2D, mas deve ser usada com cautela.

Os filmes radiográficos são conhecidos pelo seu intervalo limitado de dose absorvida, dependência de energia e dependência de orientação. Eles exibem resposta excessiva a baixa dose absorvida para os níveis de água fora do campo devido à sua maior sensibilidade aos fótons de baixa energia. O controle cuidadoso dos procedimentos de processamento e leitura dos filmes radiográficos é essencial para a dosimetria precisa. Este problema é amplamente resolvido usando filmes radiocrômicos que se autorevelam e não requerem processamento químico para obter uma imagem da distribuição da dose absorvida.

Os filmes radiocrômicos não são sensíveis à luz ambiente e não requerem uma câmara escura para o seu processamento, mas foram relatados como sensíveis à radiação ultravioleta. Para os feixes de megavoltagem, os filmes radiocrômicos são quase tecido equivalentes e apresentam pouca dependência energética. No entanto, dependendo da composição, eles mostram diferentes graus de dependência de energia na região de raios X de kilovoltagem. Eles são resistentes à água. Os filmes radiocrômicos podem ser lidos com um scanner apropriado, de base plana (do inglês, *flat-bed*). Os procedimentos de leitura exigem uma dose absorvida precisa para a calibração na água, incluindo uma análise cuidadosa da não uniformidade espacial da resposta do filme, da resposta do scanner e da dependência do sinal na orientação do filme. O sinal do filme continua a se desenvolver por várias horas após a irradiação; portanto, a varredura do filme é realizada no mesmo intervalo pós-irradiação, assim como para o filme de calibração. Algumas outras desvantagens relatadas incluem efeitos de escurecimento do filme e sensibilidade à temperatura. No entanto, sua alta resolução espacial, resistência à água, insensibilidade à luz e falta de necessidade de processamento permitem ao filme radiocrômico uma vantagem considerável sobre o filme radiográfico. O filme radiocrômico pode ser recomendado para medições de perfis de feixe pequeno, penumbra e fatores de *output* de campo onde mudanças nos componentes espectrais de um feixe podem ocorrer e podem afetar as medidas do fator de *output*. (14)

2.5 Simulador antropomórfico

O simulador antropomórfico é usado para mapear a distribuição das doses em órgãos ou tecidos. Estes simuladores são construídos com esqueleto humano natural moldado em um material radiologicamente equivalente ao tecido mole. O simulador é construído com padrão de tecnologia altamente sofisticado, e seguindo as recomendações da ICRU-44 (*Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*), de modo a garantir a exatidão espacial e numérica da medida da dose. As medidas das distribuições das doses podem ser realizadas, por exemplo, com o uso de filmes radiocrômicos, câmara de ionização. (10)

2.5.1 *Phanton Steev*

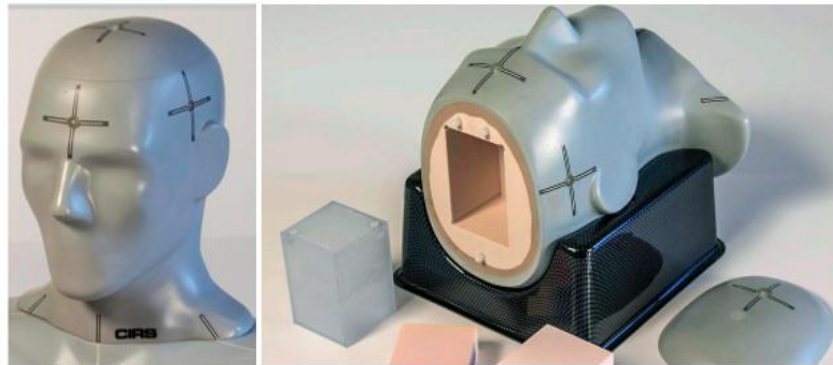
Devido ao alto grau de precisão na localização do alvo e na administração da dose que a radiocirurgia estereotáxica (SRS) requer, pequenos erros podem resultar em subtratamento significativo das porções do volume do tumor e sobredosagem de tecidos normais adjacentes. O *Stereotactic End-to-End Verification Phantom* (Steev) CIRS (Figura 13) fornece um meio para verificar cada passo que o paciente irá se submeter no processo de tratamento.

O paciente fantoma (do inglês, *Phantom*) Steev CIRS é um meio abrangente para testar processos de radiocirurgia estereotáxica. Com o Steev, os usuários podem verificar a precisão da administração da dose e do plano de tratamento em radiocirurgia.

O exterior do Steev antropomórfico permite o uso de múltiplos dispositivos de posicionamento e fixação, como utilizado na aplicação clínica. Detalhes internos como o osso cortical e trabecular, cérebro, medula espinhal, dentes, seios e traqueia fornecem uma simulação clínica realista para avaliar os efeitos desafiadores das anatomias complexas intra e extracraniana. Os insertos de alvos geométricos e orgânicos fornecem um meio para QA de imagem, QA geométrico da máquina e QA do TPS com maior confiança no desempenho do sistema.

O Steev acomoda uma variedade de insertos tecido equivalentes intercambiáveis adequados para a dosimetria de campos pequenos, incluindo a câmara *pinpoint* e o filme. Quando usado em conjunto com os insertos de imagem, o Steev fornece meios para o teste de ponta a ponta (do inglês, *End-to-end*) e para o QA para sistemas SRS.

Figura 13 – *Phantom Steev* CIRS modelo 038 para sistemas SRS



Fonte: Adaptada de Manual *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification Model-038* CIRS, 2013. (15)

Conforme o Quadro 1, os recursos anatômicos do *Phantom Steev* são:

Quadro 1 – Características anatômicas do *Phantom* antropomórfico Steev CIRS

CARACTERÍSTICAS ANATÔMICAS
Crânio
Cérebro
Cavidades do sinus (esfenóide, frontal, maxilar)
Traquéia, cavidades nasal e oral
Nervos maxilares e mandibulares
32 dentes (esmalte, dentina, e canais radiculares)
Vértebras C1-C7 (ossos cortical e trabecular, medula espinhal)
Medula espinhal
Ombros (equivalente de tecido mole, homogêneo)

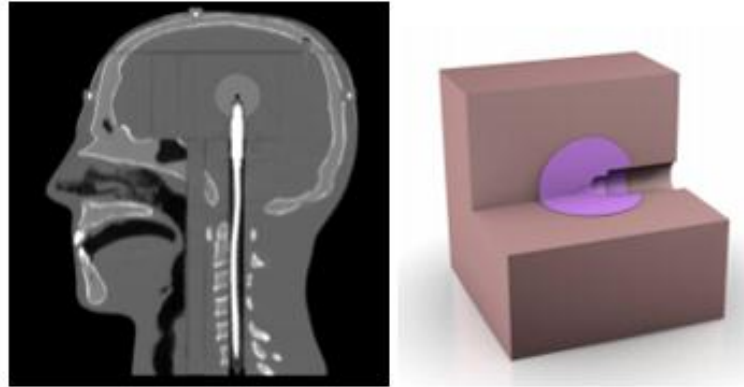
Nota: Todos os materiais tecido equivalentes imitam os tecidos de referência por atenuações lineares dentro de 1% de 50 KeV a 15 MeV.

Fonte: Adaptada de Manual *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification Model-038* CIRS, 2013.

O kit de dosimetria da câmara de ionização inclui um cubo equivalente a cérebro que contém um alvo esférico tecido equivalente de 30 mm de diâmetro. O inserto é fabricado com uma cavidade para a câmara de ionização (Figura 14) para realizar as medidas finais de dosimetria durante o teste *End-to-end*. O modelo 038-03 permite a dosimetria com câmara de

ionização em um alvo esférico tecido equivalente que corresponde por localização e dimensões ao inserto de alvo esférico da MRI/PET/CT.

Figura 14 – CT do *Phantom Steev CIRS* demonstrando o posicionamento da câmara de ionização



Legenda: Câmara de ionização e o seu respectivo inserto, com alvo esférico \varnothing 30 mm localizado centralmente demonstrando a cavidade para o posicionamento da câmara de ionização para SRS.

Fonte: Adaptada de Manual *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification Model-038 CIRS*, 2013. (15)

O inserto cúbico encaixado pode ser usado em duas posições dentro da cabeça, que estão espaçadas a 30 mm na direção crânio-caudal. Uma cavidade sólida com um ISO BB cerâmico embutido no isocentro permite a localização da câmara de ionização durante o planejamento do tratamento. Um conduto equivalente a tecido mole (Figura 15) incluído ajuda a minimizar as lacunas (do inglês, *gaps*) de ar ao redor do cabo da câmara de ionização.

Figura 15 – Ilustração do posicionamento e do acesso do conduto equivalente a tecido mole para acomodar a câmara de ionização no *Phantom Steev CIRS*

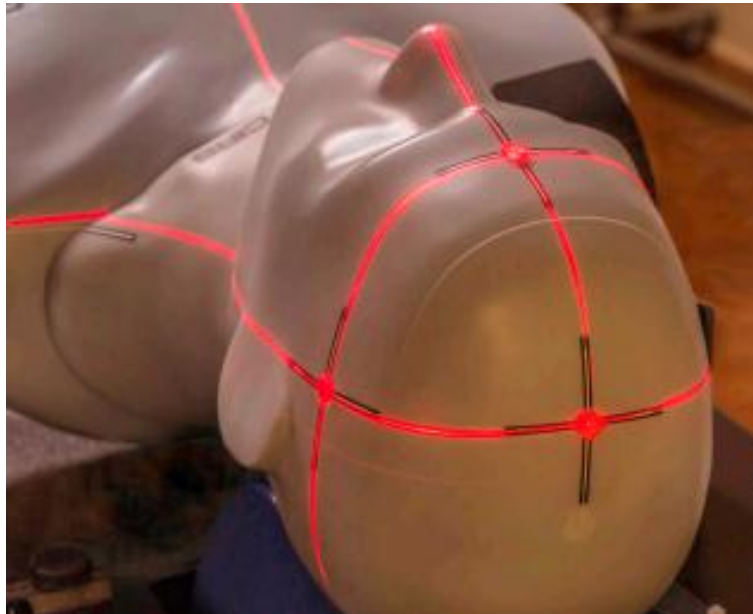


Fonte: Adaptada de Manual *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification Model-038 CIRS*, 2013. (15)

O Steev possui uma série de recursos que facilitam a configuração (do inglês, *set up*) rápida e fácil. Tanto a cabeça como o pescoço possuem miras (do inglês, *cross-hairs*) pretas

com preenchimento branco para melhor alinhamento do fantoma aos *lasers* (Figura 16), mesmo quando o modelo 038 é posicionado em uma máscara SRS. Além disso, existem quatro fiduciais MRI/CT posicionados nos centros dos *cross-hairs* em um plano axial e um no topo da cabeça. Outro fiducial é incorporado no eixo anterior e alinhado com o fiducial do topo quando está conectado ao orifício anterior. Juntos, os seis fiduciais criam um sistema ortogonal de três eixos de coordenadas com a origem das coordenadas correspondente à localização anterior dos alvos na cavidade retangular. O Steev contém uma cavidade retangular posicionada dentro do cérebro e paralela ao Plano de Frankfort (FP), clinicamente relevante. Quando alinhado aos *lasers*, o FP combina com o plano axial dentro do *gantry*.

Figura 16 – *Phantom Steev* alinhado aos *lasers* através dos *cross-hairs*



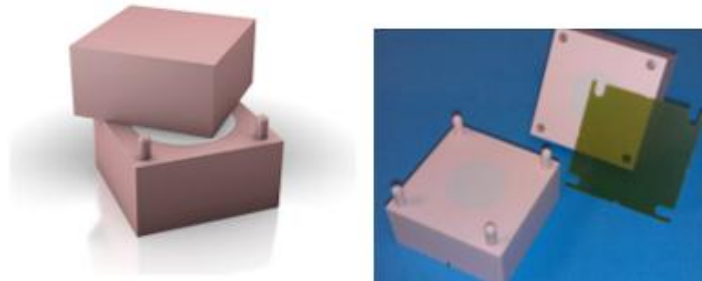
Fonte: Adaptada de Manual *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification Model-038 CIRS*, 2013. (15)

O exterior do Steev antropomórfico permite um posicionamento intuitivo com qualquer *frame*, máscara ou dispositivo de fixação *frameless* usado no SRS. O topo removível do crânio permite que o fantoma permaneça posicionado na mesa de tratamento enquanto se troca os insertos.

Conforme também pode ser observado na Figura 15, o Steev possui uma placa de alinhamento para estabilizar o *Phantom* na mesa de tratamento, tornando o seu posicionamento estável e independente de quaisquer dispositivos de imobilização.

O inserto cúbico equivalente a cérebro inclui um alvo esférico de 30 mm de diâmetro (+5% de contraste) e recebe uma peça de filme radiocrômico através do plano central da esfera (Figura 17). O filme pode ser cortado a mão ou adquirido pré-cortado a partir de diversos fornecedores. O cubo pode ser posicionado em orientação axial, sagital ou coronal e permite a presença de um volume alvo durante todos os estágios do processo de tratamento. O cubo é montado utilizando quatro pinos em um arranjo assimétrico que permite uma montagem eficiente. As marcas externas em ambas as metades facilitam o fechamento.

Figura 17 – Cubo com alvo esférico \varnothing 30 mm com +5% de contraste que acomoda o filme radiocrômico



Fonte: Adaptada de Manual *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification Model-038 CIRS*, 2013. (15)

O inserto cúbico equivalente a cérebro, o cubo Winston-Lutz, (Figura 18) contém um fiducial BB de tungstênio de 0,5 mm de diâmetro do centro e um alvo de 0,5 mm de diâmetro que está deslocado do centro do cubo em três planos ortogonais em distâncias x, y, z de 15 mm, 20 mm e 25 mm, respectivamente. O inserto é projetado para auxiliar os testes Winston-Lutz para verificação de isocentro e localização/reposicionamento com deslocamento (do inglês, *shift*) de mesa. Este modelo de cubo pode ser utilizado para o teste Winston-Lutz “cego” dentro da cabeça ou por si só.

Figura 18 – Cubo Winston-Lutz com uma BB \varnothing 5 mm no isocentro e outra BB \varnothing 5 mm deslocada



Fonte: Adaptada de Manual *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification Model-038* CIRS, 2013. (15)

O *Phantom* antropomórfico Steev é fabricado a partir de resina epóxi. Vários outros produtos químicos e enchimentos também foram adicionados à resina utilizando a tecnologia de simulação de tecido CIRS. Recomenda-se que, quando o fantoma não estiver em uso, seja armazenado em uma área de armazenamento escura e completamente climatizada. (15)

2.6 Algoritmo de cálculo de dose

Os algoritmos de cálculo são expressões matemáticas com que se pretende obter a capacidade de simular o feixe de radiação, para que exista uma elevada precisão no cálculo de dose. O funcionamento dos algoritmos baseia-se na decomposição do feixe de radiação em feixe primário e feixe secundário, podendo assim trabalhar ambos individualmente, incorporando no cálculo de dose todas as dispersões que podem provocar alterações no feixe. A capacidade de simular o feixe deve incluir as configurações dosimétricas geralmente usadas clinicamente, tais como: características do AL (Acelerador Linear); geometria do feixe; características do campo (simetria e assimetria, proteções); aplicadores de elétrons; e

modificadores de feixe, como por exemplo blocos, colimadores multilâminas, filtros físicos e dinâmicos, compensadores e bólus). A capacidade de modelar o corpo do paciente resulta da aplicação do cálculo numa TC de planejamento, onde estão reunidas as características anatômicas do paciente, bem como as heterogeneidades dos diferentes tecidos, responsáveis pelos diferentes graus de atenuação da radiação. A precisão do cálculo encontra-se geralmente associada a um aumento no tempo do cálculo. Atualmente pretende-se aumentar a precisão mantendo o tempo do cálculo em intervalos clinicamente aceitáveis e viáveis. (16)

2.6.1 Pencil Beam Kernel

O *Pencil Beam Convolution* (PBC) é um algoritmo de convulsão que se baseia na distribuição de dose de inúmeros feixes estreitos e elementares (*kernels*) que interagem com o meio. O cálculo de dose através do PBC pode ser dividido em três etapas: reconstrução do feixe, modelagem do paciente e cálculo das UM. A reconstrução do feixe compreende o cálculo de dose com PBC num meio homogêneo, tendo em consideração todos os modificadores de feixe utilizados. Posteriormente, a dose é calculada através de 5 planos perpendiculares ao feixe e a dose nos restantes pontos é calculada por interpolação dos valores. A modelação da dose ao paciente é realizada pela correcção da dose calculada, de acordo com a geometria do paciente, permitindo ainda correcção das heterogeneidades presentes na localização anatômica a irradiar. Assim, no decorrer do cálculo o *Pencil Beam* é dividido em dois componentes, lateral e em profundidade, e de acordo com a informação radiológica do comprimento do percurso do feixe de acordo com as imagens da TC para levar em conta as heterogeneidades do meio. (16)

Referimo-nos a um feixe paralelo de fótons monoenergético, com área de seção transversal infinitesimal, como um *Pencil Beam*. Um *Pencil Beam* incidente na superfície homogênea de um fantoma dará origem a uma distribuição de dose dentro desse fantoma. O número de primeiras colisões por unidade de volume que ocorrem em um ponto Q ao longo desse feixe pode ser escrito como:

$$\phi_Q(E) \times \mu(E) \times \exp[-\mu(E)t_Q], \quad (2)$$

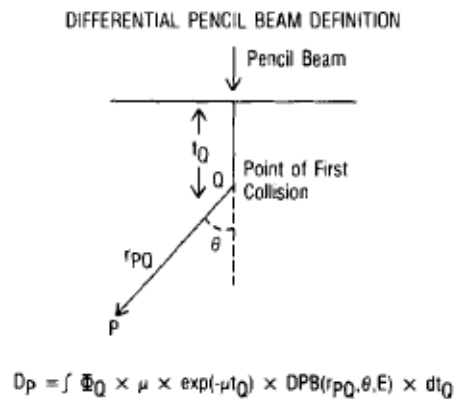
Onde $\phi_Q(E)$ é a fluência em Q dos fótons incidentes não atenuados da energia E , e μ é o coeficiente de atenuação linear para esses fótons. Um *Different Pencil Beam* é a fração dos *Pencil Beam* que têm sua primeira colisão em um pequeno volume que envolve um ponto de entrega. A distribuição da dose em relação à posição da primeira colisão, por unidade de densidade de colisão, para um *Pencil Beam* monoenergético em um meio infinito homogêneo de densidade unitária é denominada distribuição diferencial de *Pencil Beam*.

A densidade de colisão é definida como o número da primeira colisão. A distribuição da dose do DPB é uma função da energia do fóton e da posição do ponto de interesse em relação ao ponto de colisão. A distribuição de dose devido a um *Pencil Beam* monoenergético incidente em um espectro homogêneo semi-infinito de densidade unitária é dada pela integral de linha do *Pencil Beam* diferencial como com a intensidade apropriadamente atenuada. Vamos denotar a distribuição de DPB por DPB (r_{PQ}, θ, E), onde P é o ponto de interesse onde a dose é desejada, Q é o ponto onde as primeiras colisões ocorrem, r_{PQ} é a distância de P para Q , θ é o ângulo entre a direção do feixe incidente e o raio que une P e Q , e E é a energia inicial dos fótons. Com referência à Figura 19, a dose do *Pencil Beam* no ponto P pode ser expressa formalmente como:

$$D_P = \int \phi_Q(E) \times \mu(E) \times \exp[-\mu(E)t_Q] \times DPB(r_{PQ}, \theta, E) \times dt_Q, \quad (3)$$

Onde a profundidade t_Q é medida ao longo do *Pencil Beam*. A dose para o *Pencil Beam* polienergético é obtida simplesmente pela integração da expressão (Equação 3) sobre todas as energias.

Figura 19 – Definição de um *Pencil Beam* Diferencial (DPB)



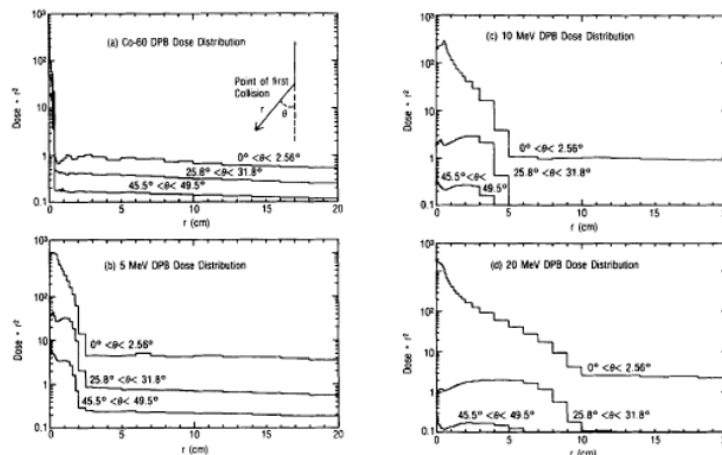
Legenda: O *Pencil Beam* Diferencial é a distribuição da dose relativa no ponto da primeira colisão dos fótons primários, e é assim chamado porque, como mostra sua integral de linha, fornece uma distribuição da dose devido a um *Pencil Beam*.

Fonte: Mohan, Chui, Lidofsky (1986). (17)

Não é possível isolar experimentalmente e medir as distribuições de dose resultantes somente da primeira colisão em um ponto específico. Portanto, as distribuições de dose diferencial do *Pencil Beam* devem ser geradas pelo método de Monte Carlo.

É instrutivo examinar as características das distribuições de dose do DPB. Como exemplo, as distribuições de dose de DPB calculadas como uma função do ângulo e distância radial para várias energias variando de 1,25 MeV (Co-60) a 20 MeV em água, como mostra na Figura 20.

Figura 20 – Distribuição de Dose do *Pencil Beam* Diferencial para várias energias



Fonte: Mohan, Chui, Lidofsky (1986). (17).

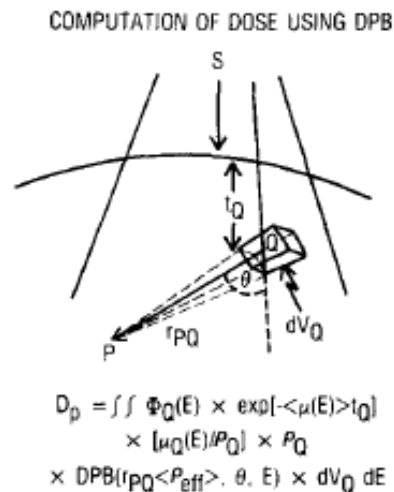
As curvas traçadas calculam o efeito líquido da atenuação e dispersão do material, o fator geométrico foi removido dos valores tabulados. O gráfico da dose pelo r^2 mostra uma queda rápida perto da origem com uma diminuição mais gradual em distâncias maiores. A região de queda rápida corresponde à deposição de energia associada ao elétron liberado na colisão inicial dos fótons. A região aumenta de tamanho radialmente com o aumento da energia dos fótons, estendendo-se até quase 10 cm para os fótons incidentes de 20 MeV. A deposição de energia é acentuadamente avançada, particularmente em altas energias. Também conclui-se que o material ao longo do trajeto no ponto da primeira colisão ao ponto de computação de dose é da maior importância na determinação do efeito material no transporte de dose. Por outro lado, o efeito de uma falta de homogeneidade no DPB será importante para as direções que os raios passem por essa heterogeneidade.

A importância do transporte de elétrons nas distribuições de DPB depende fortemente da energia inicial dos fótons. O elétron ejetado por fótons de alta energia pode percorrer uma distância significativa. A dose de DPB diminui rapidamente à medida que o ângulo e a distância do ponto de colisão aumentam. Para altas energias, a maior parte do transporte lateral é realizada por elétrons secundários. À medida que a energia dos fótons incidentes aumenta, o mesmo acontece com a faixa de elétrons secundários e, portanto, com a difusão dos limites dos feixes.

No método computacional da dose, a transformação de coordenadas é realizada de modo que o ponto de cálculo da dose esteja na origem e o eixo 0 (zero) corresponda à linha que une a fonte de radiação e o ponto de cálculo. A contribuição da dose de cada elemento de volume esférico para o ponto de cálculo é o produto do valor da dose do DPB e do número de colisões no elemento de volume. A densidade de colisão no elemento de volume é dada pelo produto da fluência de fótons do feixe primário no meio, os coeficientes de atenuação de massa do meio e a densidade do elemento de volume. A fluência relativa e a densidade de fótons podem ser aproximadas pelos valores ou próximo ao centro do elemento de volume. A fluência de fótons não varia significativamente dentro de elementos de volume tão pequenos. Para elementos de volume distantes, as contribuições de dose são relativamente pequenas. Portanto, o erro introduzido devido a aproximações na fluência e densidade de fótons não deve ser significativo. A fluência de fótons em um ponto no meio é calculada atenuando exponencialmente a fluência de fótons no mesmo ponto no ar. Além disso, a distribuição angular é usada para prever a forma do feixe perto dos limites formados por colimadores ou blocos. Os espectros de energia e distribuições angulares são gerados usando técnicas de Monte Carlo.

A dose total em um ponto é a soma das contribuições de todos os elementos de volume. Referindo-se à Figura 21, o ângulo θ entre a direção do feixe incidente e o raio que une o elemento de espalhamento ao ponto de cálculo e a distância r_{PQ} do ponto de cálculo ao elemento, dimensionado pela densidade efetiva média para considerar qualquer falta de homogeneidade percorrida, são usados para obter o valor de DPB. O valor assim obtido é a contribuição do elemento de espalhamento para a dose em P . Como apontado acima, este procedimento assume que os elétrons secundários viajam em linhas retas. Isso é uma aproximação.

Figura 21 – Cálculo da dose usando *Pencil Beam Diferencial*



Legenda: Os primeiros quatro termos dão o número de colisões por unidade de volume sofrido pelos fótons primários de energia E no ponto Q . A multiplicação com DPB fornece a contribuição da dose dessas colisões para o ponto P . A integração ao longo de todo o volume e todo o espectro de energia fornece a dose total em P .

Fonte: Mohan, Chui, Lidofsky (1986). (17)

A dose total a ser determinada é calculada integrando todos os elementos de volume e todas as energias. A expressão matemática usada nos cálculos pode ser escrita como (veja também a Figura 21):

$$D_p = \iint \phi_Q(E) \times \exp\{-\langle\mu(E)\rangle t_Q\} \times \{\mu_Q(E)/\rho_Q\} \times \rho_Q \times DPB(r_{PQ}\langle\rho_{eff}\rangle, \theta, E) \times dV_Q dE \quad (4)$$

Nesta expressão, $Q(E)$ é a fluência diferencial em relação à energia E no ponto Q na ausência (inexistência) do paciente; $\langle \mu(E) \rangle$ é o coeficiente de atenuação linear medido sobre tecidos de várias densidades e composição ao longo do raio que une a fonte e o paciente ao elemento de volume ao longo do raio. O produto com o coeficiente de densidade e atenuação de massa fornece o número de colisões por unidade de volume em Q . Os argumentos de DPB são: r_{PQ} a distância do elemento de volume P , θ o ângulo entre o raio primário e a linha que une o elemento de volume de dispersão P e $\langle \rho_{eff} \rangle$ a densidade “efetiva” média ao longo da linha que une P ao elemento de volume Q .

Devemos salientar que o modelo DPB é puramente um modelo de cálculo de dose de fótons. Não possui a capacidade de calcular a dose de contaminantes de elétrons presentes no feixe. Assim, a dose de superfície prevista por este modelo é menor que a dose medida. (17)

2.6.2 Algoritmo Analítico Anisotrópico

O *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) é um algoritmo *Pencil Beam* 3D de convulsão e superposição, que reúne a modelação dos fótons primários e fótons extra-focais dispersos, bem como elétrons dispersos no cálculo de dose. O AAA considera as heterogeneidades presentes em todo o envolvimento 3D do local de interação, recorrendo a kernels de dispersão de fótons em múltiplas direções. A dose final é obtida através da superposição da dose calculada com fótons com as convulsões de elétrons.

O AAA baseia-se em simulações de Monte Carlo no que respeita às interações que ocorrem a nível do “cabeçote” do AL. Para cada feixe clínico é criado um espaço-fase característico, cujos principais componentes são: fonte de fótons primária, fonte de fótons secundária, fonte de elétrons de contaminação e fonte de dispersão de filtros físicos – modelo da fonte do feixe de fótons.

A fonte primária é constituída por um ponto localizado a nível do alvo (do inglês, *target*), sendo que a radiação dispersa é constituída pelos fótons que seguidamente interagem com os componentes no “cabeçote” do AL. A fonte secundária consiste em todos os fótons resultantes da interação do feixe primário com o filtro de aplanamento (ou filtro aplanador), com o colimador primário e com as mandíbulas (do inglês, *jaws*). A fonte dos elétrons de contaminação inclui toda a dose depositada no paciente, na região de *build up* que não foi considerada pela fonte primária ou secundária. A fonte de dispersão por filtros físicos assume

os fótons dispersos pela interação do feixe com o filtro físico (quando utilizado). O feixe clínico é subdividido em diversos feixes de dimensões pequenas (do inglês, *beamlets*) contribuindo individualmente para a dispersão no paciente.

No cálculo 3D os kernels são dispersos de acordo com as densidades eletrônicas presentes na zona a irradiar, de acordo com as imagens da TC de planejamento. O cálculo volumétrico é obtido através da divisão do corpo do paciente em *voxels*, de acordo com o tamanho da grade de cálculo selecionada. Cada *voxel* fica associado à média das densidades eletrônicas presentes, posteriormente associando-os à curva de calibração introduzida no TPS.

De acordo com os estudos de comparação com o algoritmo Monte Carlo – considerado o mais preciso e completo algoritmo utilizado clinicamente, uma vez que contempla todos os processos de interação, prevendo com elevada precisão a dose, mesmo em geometrias complexas – o AAA apresenta resultados mais semelhantes do que o PBC, revelando uma aproximação clinicamente vantajosa com maior rapidez de cálculo. O AAA consegue prever melhor o percurso do feixe em meios heterogêneos e nas interfaces tecido/osso/ar do que o PBC, obtendo uma distribuição de dose mais rigorosa e real, uma vez que consegue simular com uma maior precisão o comportamento do feixe de radiação nas passagens entre densidades muito diferentes.

Na comparação PBC e AAA em meios homogêneos ambos obtêm resultados satisfatórios e semelhantes, sendo que, quando comparados com o algoritmo Monte Carlo as discrepâncias aumentam com a diminuição da densidade do meio. Por outro lado, a fraca capacidade característica do PBC em prever a dose em regiões com acentuada heterogeneidade tecidual e correspondentes variações de meio, torna-o pouco indicado para o cálculo de dose em patologias com acentuadas interfaces, como o caso de localizações torácicas. Mesmo com correção das heterogeneidades do meio, o PBC parece não atingir tão bem como o AAA as recomendações de variação, clinicamente aceitáveis, no cálculo de dose.

(16)

2.6.3 Histograma Dose-volume

É recomendado que a especificação de dose-volume seja utilizada para se relatar o plano de tratamento. Esta informação pode ser encontrada em DVH cumulativo conforme um valor de dose especificado em um volume percentual V%. Os DVHs cumulativos são

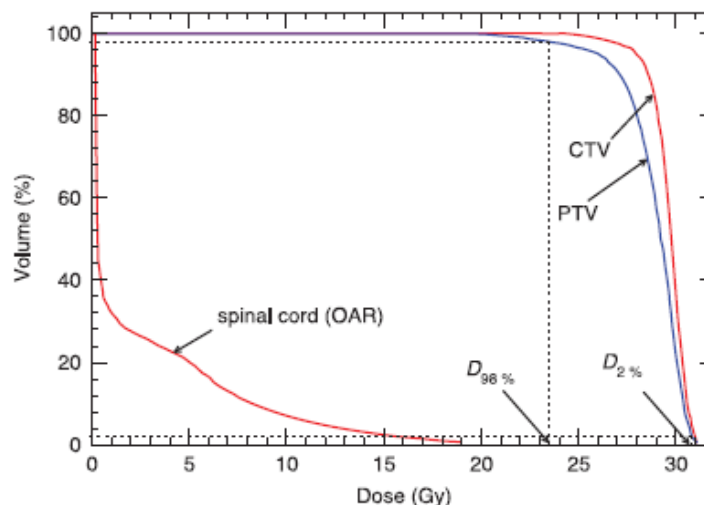
histogramas de elementos de volume que recebem ao menos uma determinada dose absorvida, e são usualmente expressos como o volume absoluto ou como o volume relativo ao volume total da estrutura, recebendo, pelo menos, uma determinada dose absorvida D , cada ponto na linha de um DVH cumulativo é descrito pela seguinte equação:

$$DVH(D) = 1 - \frac{1}{V} \int_0^D \frac{dV(D')}{dD'} dD' \quad (5)$$

Onde V é o volume de uma estrutura e D é a dose na estrutura representada pelo DVH (Figura 22). O DVH diferencial é definido por $dV(D')/dD'$, o qual é o incremento do volume por dose absorvida na dose absorvida, conforme o ICRU *Report 83* (ICRU, 2010), uma recomendação foi feita para relatar a dose absorvida quase máxima (por exemplo, $D_{2\%}$) como uma alternativa para a dose máxima absorvida. Essas recomendações foram feitas para garantir que uma dose absorvida seja relatada sem depender de um único ponto computacional e que sofra menos de erros de amostragem e incertezas de cálculo. No *Report* mencionado, para PTVs pequenos (ou seja, menor que 2 cm^3) é recomendado que se especifique a dose quase máxima do SRT como DV, onde V representa o elemento de volume absoluto mínimo dentro do qual a dose absorvida pode ser calculada com acurácia suficiente.

O elemento de volume precisa ser escolhido levando-se em consideração o tamanho da grade de cálculo e as considerações pertinentes às acurácias de cálculo de dose em único voxel. A razão pela qual um elemento de volume percentual pode, em certas condições, ser um volume inadequado é quando a estrutura é pequena e uma especificação de percentagem pode levar a volumes que são abaixo da resolução da grade do cálculo de dose. Por exemplo, um volume de 100 mm^3 pode ser adequado para SRT extracraniana (ou seja, 100 voxels cúbicos medindo 1 mm de lado) enquanto que um volume de 15 mm^3 pode ser mais apropriado para radiocirurgia craniana. (18)

Figura 22 – DVH para um caso de metástase medular

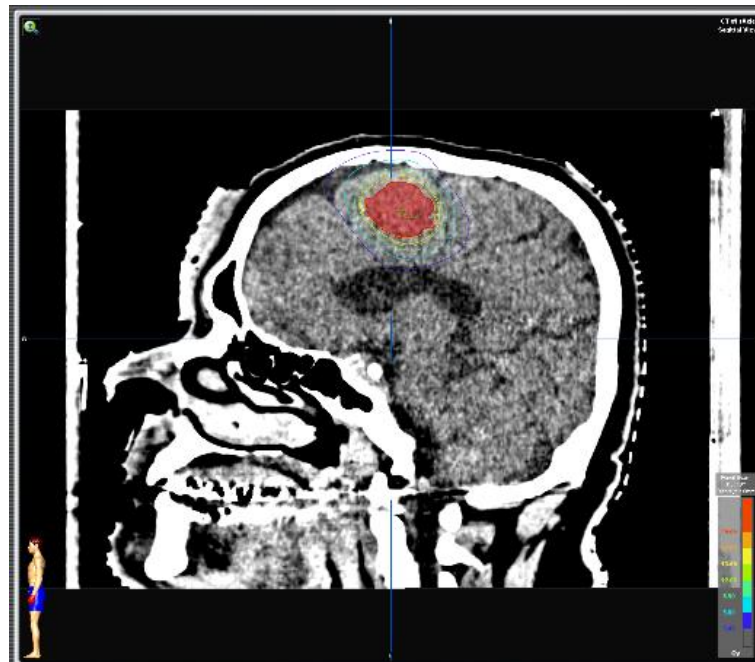


Legenda: A dose mediana (D50%) para o CTV é 29,7 Gy, a dose mediana (D50%) para o PTV é 29,2 Gy e a dose SRT quase máxima D2% é 30,8 Gy. Como o PTV $286 \text{ cm}^3 > 2 \text{ cm}^3$, a dose SRT quase máxima para o PTV é igual à dose quase máxima do PTV, D2%.

Fonte: Report ICRU N° 91, 2017. (18)

Uma vez que a dose é calculada no sistema de planejamento do tratamento, cada distribuição de dose é usualmente exibida em uma linha de isodose, a qual é composta por todos os pontos da mesma dose conectados em uma linha. Em radiocirurgia, linhas de isodose são expressas como um percentil da dose máxima. A distribuição de dose dentro de um alvo é bem mais não-uniforme em radiocirurgia do que em radioterapia convencional. A dose máxima é usualmente observada no centro do alvo, e é comum haver vários *fall-offs* rígidos de dose próximos das bordas do alvo. A prescrição geralmente é atribuída às linhas de isodose em torno de 50% a 80%, dependendo da situação. Uma linha de isodose de prescrição é maior no caso de um único isocentro e menor em múltiplos isocentros. A Figura 23 mostra as linhas de isodose exibida em termos de valores absolutos no plano sagital de imagem tomográfica.

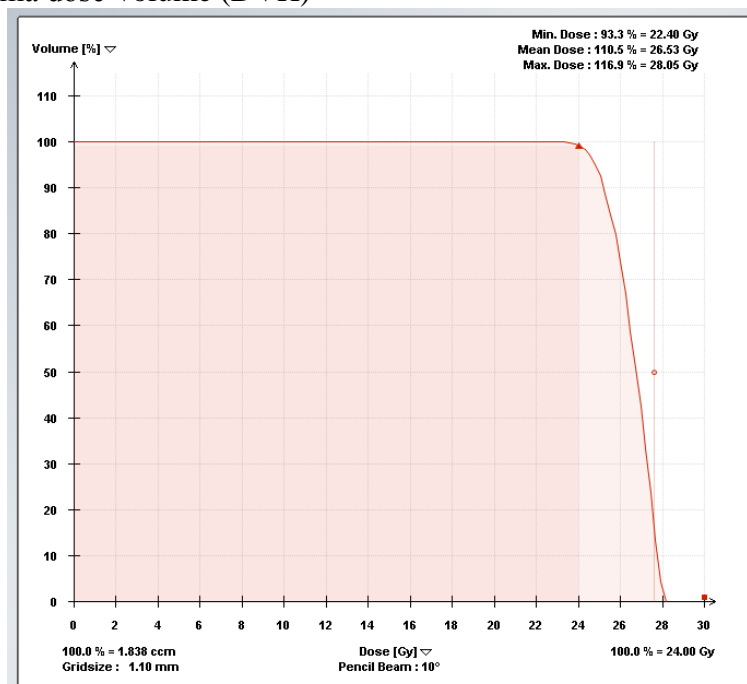
Figura 23 – Linha de isodose (conecta todos os pontos da mesma dose)



Legenda: Nesta figura as linhas de isodose absoluta são exibidas no plano sagital da imagem de TC.
Fonte: A autora, 2018.

O histograma dose-volume irá descrever o volume acumulado (ou seja, o histograma) de acordo com a dose para qualquer volume específico de interesse (por exemplo, o alvo), conforme ilustrado na Figura 24. Na Figura 24, 99% do volume do alvo receberá uma dose maior ou igual a 24 Gy. Embora o DVH não demonstre informação espacial, é uma ferramenta útil para avaliação do planejamento. Com a linha de isodose mais baixa selecionada para prescrição, uma inclinação mais suave do DVH no lado da dose alta é esperada. No caso de múltiplos isocentros, sobreposição de campo causa um aumento significativo de dose no volume central do alvo, resultando em uma cauda de alta dose no DVH.

Figura 24 – Histograma dose-volume (DVH)



Legenda: Num histograma dose-volume (DVH), o volume acumulado (ou seja, o histograma) é descrito de acordo com a dose para qualquer volume em particular de interesse (por exemplo, o alvo); 99% do volume do alvo receberá uma dose maior ou igual a 24 Gy.

Fonte: A autora, 2018.

Para cada estrutura, o DVH traça a fração do volume coberto por cada nível de dose. Tanto a dose como o volume podem ser expressos em valores absolutos, ou relativos. Os DVHs são particularmente úteis, porque reduzem o planejamento tridimensional de tratamento em um traçado bidimensional de fácil leitura. A comparação de múltiplos planos também pode ser simplificada por DVHs superpostos no mesmo ponto. Um DVH irá indicar a presença de pontos quentes ou frios, mas não especifica o local na estrutura de interesse que essa sobredosagem ou subdosagem está localizada. Conseqüentemente, uma avaliação corte a corte do planejamento é crítica para se tomar uma decisão final em relação ao planejamento do tratamento. (9,19)

O uso de DVHs é uma parte importante do planejamento moderno de tratamento em radioterapia. Por este motivo deve-se tomar cuidado ao se designar os testes para esta função, já que os modelos dosimétricos e anatômicos simples – que seriam fáceis de utilizar – com frequência são sujeitos a vários tipos de erros de alinhamento da grade. Os problemas a serem testados ou checados para os DVHs estão listados na Tabela 1. (20)

Tabela 1 – Testes a serem aplicados ao DVH de acordo com a Tabela 3-20 do TG 53 (AAPM *TG 53 Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning*)

Topic	Tests	Reasons
Volume region of interest (VROI) identification	Test creation of the voxel VROI description used to create DVHs against structure description.	Misidentification of VROI leads to incorrect DVH.
Structure identification	Test Boolean combinations of objects (VROI and DVH of Normal Tissue-Target), and how voxels which belong to multiple structures are handled.	Incorrect complex VROI also leads to incorrect DVH.
Voxel dose interpolation	Verify accuracy of dose interpolated into each voxel.	Interpolation from one 3-D grid to another could lead to grid-based artifacts or inaccuracies.
Structure volume	Test accuracy of volume determination with irregularly shaped objects, since regular shapes (particularly rectangular objects) can be subject to numerous grid-based artifacts.	Structure volume is basis of much NTCP modeling. Also, volume may be directly used in physician plan evaluation considerations.
Histogram bins and limits	Verify that appropriate histogram bins and limits are used.	Inappropriate bins and/or limits to DVH can lead to misleading DVH.
DVH calculation	Test DVH calculation algorithm with known dose distributions.	Basic calculation must be sound, else incorrect clinical decisions about plan evaluation may result.
DVH types	Verify that standard (direct), differential, and cumulative histograms ¹⁷ are all calculated and displayed correctly.	Each type of DVH display is useful in particular situations.
DVH plotting and output	Test DVH plotting and output using known dose distributions.	Hardcopy output must be correct, as this may be used for physician decision making.
Plan and DVH normalization	Verify relationship of plan normalization (dose) values to DVH results.	Plan normalization is critical to the dose axis of the DVH.
Dose and VROI grid effects	Review and understand relationship of dose and VROI grids.	Grid-based artifacts can cause errors in volume, dose, DVH, and the evaluation of the plan.
Use of DVHs from different cases	Test correct use of DVHs from different cases with different DVH bin sizes, dose grids, etc.	Comparison of DVHs from different plans depends critically on bin sizes, etc.

Fonte: Frass B et al. (20)

Desse modo, a otimização de resultados alternativos do planejamento de tratamento em um centro médico e o interesse crescente dos vários centros em radiocirurgia estereotáxica tornam necessário que uma base de avaliação e comparação seja encontrada. Os contornos bidimensionais de isodose superpostos nas principais estruturas anatômicas e os histogramas dose-volumes podem possivelmente fornecer essa base. (12)

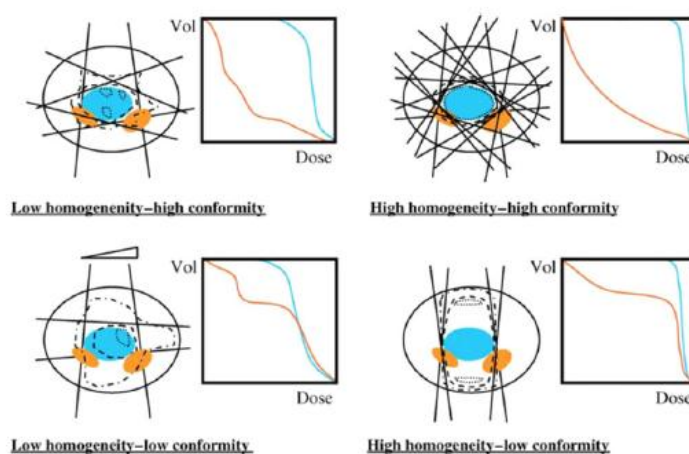
2.6.3.1 Índice de Homogeneidade

O RTOG definiu um Índice de Homogeneidade que é igual à dose máxima no volume de tratamento dividido pela dose de prescrição. Um caso é considerado por protocolo se essa proporção for menor ou igual a 2.0. Em termos de cobertura alvo, o RTOG considera um caso por protocolo se a linha de isodose igual a 90% da dose prescrita abrange completamente o alvo. Lomax e Scheib sugerem uma definição volumétrica alternativa de cobertura, onde a cobertura do alvo é definida como a porcentagem do volume alvo coberto pela prescrição. (9)

Em radioterapia 3D conformacional, a homogeneidade de dose e conformidade de dose são especificações independentes da qualidade da distribuição de dose. A homogeneidade de dose caracteriza a uniformidade de distribuição de dose no volume alvo. A conformidade de dose caracteriza o grau no qual a região de alta dose conformaciona com o volume alvo, usualmente o PTV. A Figura 25, adaptada do ICRU *Report* 83 (ICRU, 2010), ilustra exemplos de homogeneidade de dose e conformidade de dose. (21)

Figura 25 – Representação gráfica de conceitos de conformidade de dose e homogeneidade de dose

PRESCRIBING, RECORDING, AND REPORTING SMALL BEAM SRT



Legenda: O PTV está em azul e o PRV está em laranja. As linhas tracejadas indicam as linhas de isodose. A homogeneidade é a medida da uniformidade da dose absorvida no PTV indicado pela “quadratura” do DVH. A conformidade é uma medida da sobreposição entre a superfície da isodose, definindo uma dose absorvida significativamente alta e a superfície do PTV. O painel superior esquerdo mostra o efeito da ponderação de feixe desigual para proteger os OARs. O painel superior direito mostra o efeito de muitos ângulos de entrada de feixe com peso variável. O painel inferior esquerdo mostra o efeito da ponderação desigual do feixe e do uso da cunha. O painel inferior direito indica o efeito da configuração do feixe AP / PA e a ausência em evitar os OARs.

Fonte: *Report* ICRU N° 83, 2010. (21)

Várias definições de índice de homogeneidade foram propostas e alguns em individual favorecem um sobre a outro, dependendo da modalidade de radioterapia. Em SRT, onde a homogeneidade de dose é caracteristicamente baixa, a proporção dose máxima/dose de prescrição tem sido utilizada. Essa definição apenas indica a magnitude de uma sobredosagem, mas, de modo mais importante, não indica a magnitude de uma subdosagem, conforme comparada com a prescrição. A ICRU recomenda anteriormente que os valores de dose no PTV sejam restritos entre 95% e 107% da dose prescrita (ICRU, 1999). Em SRT, essas restrições não são utilizadas, já que alguns preferem clinicamente uma alta dose no

centro do alvo. O uso clínico desse princípio leva a um excelente controle local do tumor e a uma prática significativa, especialmente no tratamento de metástase cerebral, o qual é baseado nesse princípio.

Então, a dose é frequentemente prescrita em torno de 50% a 80% da linha de isodose (relativa à dose máxima), localizada na borda externa do PTV. A desvantagem desse princípio é a falta de uma instrução para a dose mínima ou máxima para o alvo ou PTV. Portanto, é recomendado, conforme o ICRU *Report 83* (ICRU, 2010), que a extensão da alta e baixa dose seja especificada utilizando quantidades de dose-volume como a dose SRT quase máxima (ou D2%) e a dose SRT quase mínima (ou D98%) para regiões de alta e baixa dose, respectivamente.

A Homogeneidade e a uniformidade de distribuição de dose são termos sinônimos (ICRU, 2010). Na melhor das circunstâncias, tanto a dose média para o PTV, quanto o desvio-padrão da média seriam relatados. Entretanto, muitos sistemas de planejamento de tratamento não relatam a média, e muitos não relatam o desvio-padrão da média. O fornecimento de ferramentas para se relatar a dose média do PTV e o desvio-padrão da média é recomendado para fornecedores de sistemas de planejamento de tratamento (TPS). (18)

2.6.3.2 Índice de Conformidade (RTOG)

Parâmetros adicionais têm sido definidos para se registrar a conformidade de dose e a cobertura do alvo para planos de tratamento SRS. O parâmetro mais comumente utilizado para a análise de conformidade de dose é o índice de conformidade definido nas orientações de garantia de qualidade de radiocirurgia do RTOG. O RTOG definiu o índice de conformidade como o volume da isodose de prescrição dividida pelo volume alvo. Para um planejamento perfeitamente conformacional onde a linha de isodose de prescrição se adeque exatamente ao volume alvo, o índice de conformidade de RTOG é igual a 1 (um). Uma deficiência desse índice é que ele não considera o grau de sobreposição entre a curva isodose de prescrição e o alvo.

Um planejamento com uma perda geométrica completa do alvo ainda resulta em um índice de conformidade perfeito. Como alternativa, Lomax e Scheib sugeriram um índice de conformidade definido como “a proporção do volume dentro do alvo irradiado com pelo menos a isodose de prescrição sobre o volume total englobado pela isodose de prescrição”.

Conseqüentemente, esse valor varia de 0 (sem conformidade) a 1,0 (para conformidade perfeita, onde a isodose de prescrição é idêntica ao volume alvo). Como objetivo de planejamento, Lomax e Scheib sugerem um índice de conformidade de 0,6, ou maior. (9)

2.6.3.3 Índice Paddick

A conformidade da dose é outro parâmetro para a qualidade da distribuição da dose. Ela caracteriza o grau em que a região de alta dose está em conformidade com o volume alvo (geralmente o PTV) e é diferente da homogeneidade da dose. Uma das características da radioterapia conformal em 3D CRT é a conformidade que pode ser alcançada entre o volume de alta dose e o PTV. Uma medida para descrever o grau de conformidade da dose é o Índice de Conformidade (CI), embora tenha havido alguma confusão sobre sua definição. Foi definido como o "quociente do Volume tratado e o volume do PTV" com a ressalva de que o PTV deve estar inteiramente dentro do TV (*Treated Volume*), definido como "o volume incluído em uma cobertura de isodose específica" (ICRU *Report 62*, 1999).

Embora possa ser biologicamente mais racional reportar um volume de tecido que recebe uma dose específica (por exemplo, o volume de tecido tratado com 12 Gy ou mais, V12 Gy), tem sido tradicional reportar a conformidade como a razão do volume da isodose de prescrição para o volume alvo. Na sua primeira iteração, o CI PIV (ou seja, a razão do volume da isodose de prescrição, ou PIV, para o volume alvo) não representou o possível tratamento insuficiente do alvo. Por exemplo, uma razão de PIV de 2, para um tratamento que irradia 10 cm³ de tecido para 14 Gy para tratar um alvo de 5 cm³ poderia significar que 3 cm³ do alvo recebem 14 Gy e 7 cm³ de tecido normal recebem 14 Gy também, pois isso pode significar que 5 cm³ de cada um receberão a dose prescrita. Para compensar essa possível ambigüidade, foi proposto um novo CI, também conhecido como Índice de Conformidade Paddick:

$$\text{Índice de Conformidade Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{TV \times PIV} \quad (6)$$

Onde TV é o volume alvo e TVPIV é o volume alvo dentro do volume da isodose de prescrição, o que obriga a dose a estar na localização correta. Este índice foi posteriormente modificado para o seu inverso, de modo que tenha a mesma escala que a razão PITV (quando o PITV é > 1 , que quase sempre é).

$$\text{Índice de Conformidade} = \frac{TV \times PIV}{TV_{PIV}^2} \quad (7)$$

A conformidade oferece apenas uma avaliação instantânea do tecido normal tratado com a isodose de prescrição, mas as complicações (doenças secundárias) provavelmente ocorrem devido à dose entregue na região de *fall-off*, fora do alcance da isodose de prescrição. Isso pode ser representado novamente por um volume de uma isodose específica (por exemplo, a dose de V12 Gy - volume superior ou igual a 12 Gy) mas, apesar da simplicidade e das análises biológicas, isso não ganhou ampla aceitação por não conceder uma análise comparando ou resumindo a qualidade do plano entre alvos de tamanhos diferentes tratados e com diferentes doses. (18)

2.6.3.4 Índice de Gradiente: R50

Para a radiocirurgia no cérebro, parâmetros extras podem ser considerados como o índice de gradiente de dose, GI, definido como:

$$GI = \frac{PIV_{half}}{PIV} \quad (8)$$

Onde PIV_{half} representa o volume da isodose de prescrição à metade da isodose de prescrição (por exemplo, a 25%) e PIV, o volume completo (inteiro) da isodose de prescrição (por exemplo, a 50%).

O Índice de Gradiente (GI) proposto divide o volume da isodose, que é metade da prescrição pela isodose prescrita (por exemplo, o V10/V20). Isto pode não ser uma realidade para o índice de gradiente, onde a área de isodoses baixas irão se misturar entre si. Nestes casos, o relatório de um VD global de uma isodose inferior à dose de prescrição mais baixa pode ser útil (por exemplo, V12 Gy).

O GI e os CIs foram projetados com a suposição de que nenhuma margem é adicionada de GTV para PTV. Como qualquer margem de GTV para PTV conterà principalmente (se não apenas) tecido normal, esses índices devem ser reportados em relação ao GTV (e isso deve ser explicitamente indicado para maior clareza). No entanto, no processo de planejamento pode ser útil calculá-los em relação ao PTV. Somente através de relatórios mais rigorosos e uniformes desses parâmetros, será possível associar melhor esses parâmetros à complicação do tratamento. (18)

2.7 Controle da Qualidade

O conceito de qualidade é complexo por causa dos múltiplos aspectos e perspectivas envolvidos. A gestão da qualidade de um serviço de radioterapia envolve a administração de aspectos, como recursos financeiros, recursos humanos, gerenciamento de erros, melhoria e garantia da qualidade. Um Programa de Garantia da Qualidade (PGQ), por sua vez, pode ser considerado um guarda-chuva que engloba comissionamento, treinamento e o Controle da Qualidade (CQ), tanto da infraestrutura como dos processos.

O Controle da Qualidade faz parte, portanto, de um programa global da instituição no qual o serviço de radioterapia é um dos departamentos. Pode-se dizer que constitui numa série de operações técnicas cujo objetivo é assegurar o cumprimento dos requisitos de qualidade, tanto de máquinas como de processos. (2)

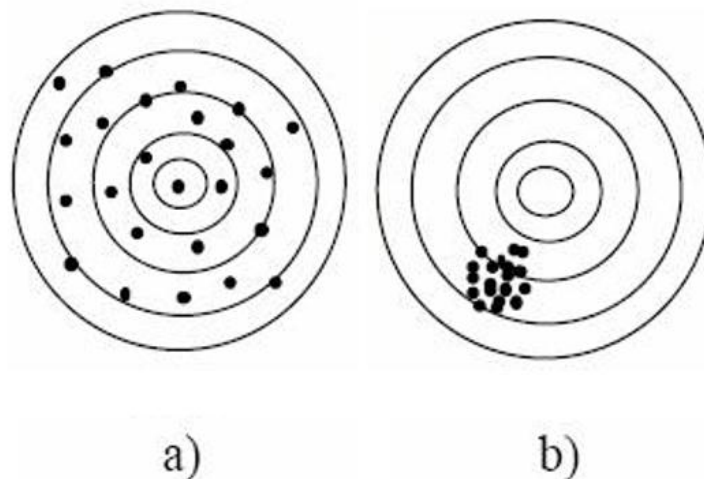
2.7.1 A acurácia da SRS

O objetivo da radioterapia é conseguir o máximo de controle do tumor com o mínimo de complicações para o tecido normal. Esse objetivo estabelece requisitos muito elevados de

precisão e exatidão em relação à dose total, à distribuição de dose e ao seu fracionamento. A fim de satisfazer esses requisitos, tanto os erros sistemáticos como aleatórios devem ser mantidos dentro de alguns pontos percentuais durante todo o processo, desde o momento da prescrição até o final do tratamento, uma cadeia de eventos que envolve várias pessoas (Figura 26).

Por definição, a acurácia ou precisão, é o grau de variação de resultados em uma medição. A precisão tem como base o desvio padrão de uma série de repetições da mesma grandeza. É a medida de repetitividade (variação das medidas obtidas por um único operador, utilizando o mesmo equipamento de medição e método, ao medir repetidas vezes uma mesma grandeza de um objeto), e está diretamente ligada à dispersão da distribuição das medidas.

Figura 26 – Distribuição gerada por erros aleatórios e sistemáticos



Legenda: a) Distribuição gerada por erros aleatórios, apresentando grande exatidão (a média está no centro) e baixa precisão (dados muito espalhados); b) distribuição gerada por erros sistemáticos, apresentando baixa exatidão (a média não está no centro) e alta precisão (dados bem concentrados).

Fonte: Furnari et al (2012). (2)

Em instituições clínicas e hospitais onde a exatidão e a precisão não são mantidas dentro de uma faixa estreita, pode haver uma tendência a evitar complicações do tecido normal, diminuindo a dose prescrita. A consequência é uma redução drástica na probabilidade de controle do tumor. A única solução aceitável é melhorar a exatidão e a precisão de modo que doses mais adequadas possam ser prescritas. Essa prática de prescrição de doses mais baixas do que o desejável não pode ser considerada um risco potencial ou acidente, já que o problema está associado com a prescrição em si. Esta é uma questão ética e, portanto, não está

incluída na metodologia de lidar com exposições potenciais, ou seja, exposições que podem gerar erro. No Brasil, existe uma posição regulatória da Comissão Nacional de energia Nuclear (CNEN), que define o que é considerado acidente, em caso de exposições médicas, e que determina que seja feito um comunicado oficial às autoridades, quando, por exemplo, em caso de radioterapia estereotáxica, a dose absorvida total administrada no volume de planejamento de tratamento difere da dose prescrita em $\pm 10\%$. (2)

Os limites de precisão não apenas refletem as limitações técnicas, mas também refletem o conhecimento atual da anormalidade neurológica e sua resposta à radiação. A incerteza na entrega da dose é o resultado de dois processos: (1) definição do alvo e (2) as tolerâncias da máquina e do aparato de administração da dose. Uma perspectiva razoável sobre os requisitos de precisão para SRS deve incluir (1) a precisão geral na terapia de feixe externo; (2) o resultado líquido de incertezas na SRS; (3) a resolução da imagem alvo; e (4) a relação da imagem com a própria lesão, macroscópica e microscópica.

A precisão do *setup* do paciente na terapia de feixe externo convencional foi investigada por vários grupos, incluindo o de Rabinowitz et al. (1985). A variação no *setup* foi determinada a partir das diferenças entre as simulações e os portais filmes. O desvio padrão na variação de tratamento para tratamento foi de 3 mm. No entanto, a discrepância média entre os filmes de simulação e portais filmes foi de 5 mm quando o cérebro era o local de tratamento. O desvio médio ultrapassou 7 mm. Assim, o benefício da localização e tratamento estereotáxico é a capacidade de planejar e tratar um alvo com incerteza de posição reduzida.

A definição de um tumor com TC (ou MAV com angiografia) depende da resolução da imagem e da relação da imagem macroscópica com a extensão microscópica da doença. O primeiro fator é uma consequência das dimensões do *voxel*. As dimensões do *pixel* são tipicamente 0,7 mm por 0,7 mm, e a separação entre os *slices* não é menor que 1,0 mm. Portanto, a localização de um objeto não pode ser conhecida melhor do que dentro de 1,5-2,0 mm. A incerteza da posição mecânica em qualquer eixo ortogonal de um frame estereotáxico é de 0,6 mm. O eixo de rotação do *gantry*, o eixo de rotação do colimador e o eixo de rotação da mesa devem coincidir dentro de uma esfera de 1 mm de raio. A incerteza líquida na localização do alvo e na entrega do tratamento é então de 2,0 mm para uma MAV e de 2,4 mm para um tumor quando somado em quadratura (Tabela 2). Observe que a incerteza líquida aumenta para 3,7 mm quando uma separação do corte (do inglês, *slice*) de TC de 3 mm é empregada. Esta incerteza líquida é muito menor do que o conhecimento clínico da MAV ou neoplasia.

A definição de MAV pode ser limitada por outros fatores além da resolução do detector. Uma MAV pode ser parcialmente obscurecida por artérias ou veias. Neste caso, a localização só pode ser conhecida dentro de 5 mm. Na ausência dessa incerteza, os angiogramas ortogonais permitem a localização de uma MAV nas coordenadas do frame estereotáxico dentro de 1 mm. O limite de 1 mm deriva da capacidade dos radiologistas de identificar um ponto único a partir de duas visualizações. No entanto, a extensão da MAV não pode ser determinada a partir das radiografias ortogonais, impedindo o plano ideal de irradiação do alvo enquanto poupa tecido normal.

Incertezas semelhantes existem para certos tumores cerebrais, mas são causadas pela natureza invasiva das malignidades. A relação da imagem de TC macroscópica com o tumor cerebral primário é uma questão de estudo, onde realizaram-se tomografias computadorizadas (do latim, *antemortem*) de tumores de glioblastoma multiforme (GBM) em 11 pacientes. Em nove casos, as autópsias indicaram que o tumor se estendia além de uma margem de 1 cm em torno das áreas de contraste.

Tabela 2 – Incertezas possíveis na SRS de acordo com a Tabela II. do TG 42 (AAPM TG 42 *Stereotatic Radiosurgery*)

Stereotactic Frame	1.0 mm	1.0 mm
Isocentric Alignment	1.0 mm	1.0 mm
CT Image Resolution	1.7 mm	3.2 mm
Tissue Motion	1.0 mm	1.0 mm
Angio (Point Identification)	0.3 mm	0.3 mm
Standard Deviation of Position Uncertainty (by Quadrature)	2.4 mm	3.7 mm

Fonte: AAPM Task Group 42, 1995. (22)

As incertezas na entrega da dose por qualquer uma das técnicas de SRS acima são significativamente menores do que o conhecimento clínico da localização e extensão da lesão, determinado por TC ou MRI. A precisão na entrega da dose para o alvo da radiocirurgia baseada em linac é uma melhoria significativa em relação às técnicas convencionais. No entanto, o impacto da precisão líquida da posição no processo de planejamento deve estar em primeiro lugar nas mentes do oncologista e do físico. (22)

A especificação aceitável da precisão isocêntrica do linac requer que o isocentro (isocentro mecânico e de radiação) permaneça dentro de uma esfera de raio 1 mm com

qualquer combinação de rotação de *gantry*, colimador e mesa. A mesma especificação é válida para um linac usado para SRS, com uma estipulação adicional de que o isocentro do alvo estereotaticamente determinado coincida com o isocentro do linac em ± 1 mm. Os testes necessários para verificar as especificações do linac e sua precisão isocêntrica são descritos nos Relatórios AAPM 54 e 40. Essas recomendações formam a base de QA necessária para o SRS. (4)

2.7.2 Protocolo de testes do acelerador linear

Para realizar um programa de Garantia da Qualidade, os testes cumprem a função da avaliação do comportamento funcional dos equipamentos de teleterapia e os de medida, os quais podem variar devido a defeitos eletrônicos e/ou falhas mecânicas. Portanto, as seguintes ações são necessárias: a) medidas de controle da qualidade (CQ), que ajudem a recuperar, manter e/ou melhorar a qualidade dos tratamentos; b) monitoração sistemática, com o objetivo de garantir as características funcionais, tanto dos equipamentos de terapia quanto dos de medida.

É necessário que todos os serviços de radioterapia implementem os testes de CQ básicos e indispensáveis para todos os seus equipamentos e que os demais testes sejam implementados de acordo com as suas necessidades e disponibilidades. Com esta preocupação, garante-se um tratamento adequado aos pacientes, além da segurança ao pessoal técnico envolvido. (23)

2.7.2.1 *EPID* – Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal

Os controles de qualidade necessários dependem, principalmente, das características do sistema empregado. Os testes de segurança e funcionalidade visam avaliar a habilidade de posicionamento do *imager*, ou seja, onde a imagem é produzida.

Quando um Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal (*EPID*) encontra-se estendido, geralmente ocupa um espaço próximo à mesa de tratamento ou ao paciente. Existe um risco potencial de colisão durante os movimentos de extensão ou retração do *EPID* e durante os

deslocamentos ou rotações da mesa ou rotações do *gantry* e, por isso, eles são dotados de sistemas mecânicos com sensores anticolisão (Figura 27). O objetivo do teste com sistemas anticolisão é avaliar a funcionalidade do dispositivo, a fim de estar operante antes da utilização clínica.

O braço mecânico do *EPID* realiza movimentos nos sentidos vertical, longitudinal e lateral. A precisão no posicionamento é fundamental para os dispositivos que indexam as coordenadas do isocentro do acelerador na imagem adquirida com referência á posição do portal. A magnificação da imagem é obtida através a partir da definição da posição vertical do detector projetada na distância do isocentro do equipamento, geradas pelo sistema de planejamento. As coordenadas laterais e longitudinais são necessárias para definir a projeção do isocentro do acelerador linear na imagem.

Há sistemas que detectam as bordas do campo baseando-se na imagem de referência para a definição do isocentro, e em geral, registram somente a coordenada do detector no sentido vertical.

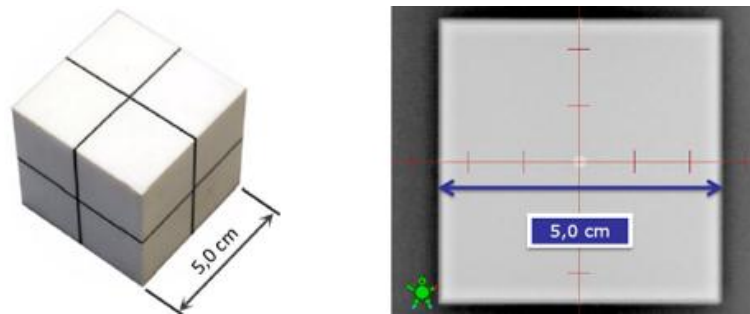
Figura 27 – *Laser guard*: verifica possível risco de colisão



Fonte: A Autora, 2018.

Com um objeto simulador (Figura 28) sobre o portal ou sobre a mesa, a imagem é adquirida através de um “paciente teste”. O centro do detector é referenciado ao isocentro do acelerador, que deve estar calibrado. Como o centro da imagem adquirida é relacionado ao centro da imagem da radiografia digitalmente reconstruída (DRR, da sigla em inglês *Digitally Reconstructed Radiography*), o centro do detector deve ser periodicamente verificado para diferentes posições de *gantry*.

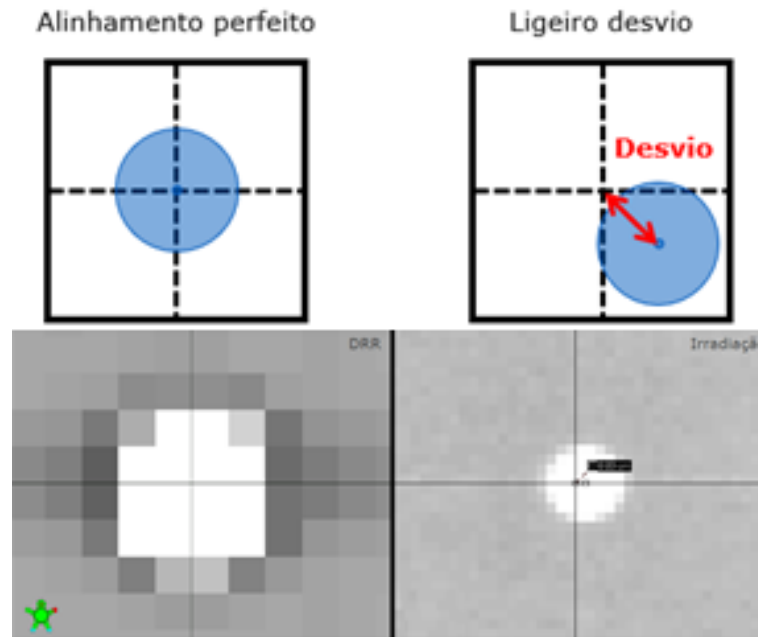
Figura 28 – Objeto simulador: verifica o isocentro de tratamento do linac



Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia Hospital Sírio-Libanês -SP, 2018.

Em uma análise qualitativa, o *EPID* deve ser estendido para uma posição padrão, que normalmente é a distância clinicamente mais utilizada, com um campo de dimensões 10 cm x 10 cm. Ao adquirir os portais ortogonais anterior e lateral do objeto simulador, deve-se verificar se o retículo digital da imagem (imagem digital com marcador opaco) encontra-se dentro do limite da esfera. Na análise quantitativa (Figura 29), os portais devem ser adquiridos com o gantry a 0° , 90° , 180° e 270° e as distâncias longitudinal e lateral do centro do marcador ao retículo digital da imagem devem ser medidas. Para a avaliação, a maior medida deve ser anotada e deve ser igual ou inferior a 2 mm. (24)

Figura 29 – Análise quantitativa do objeto simulador

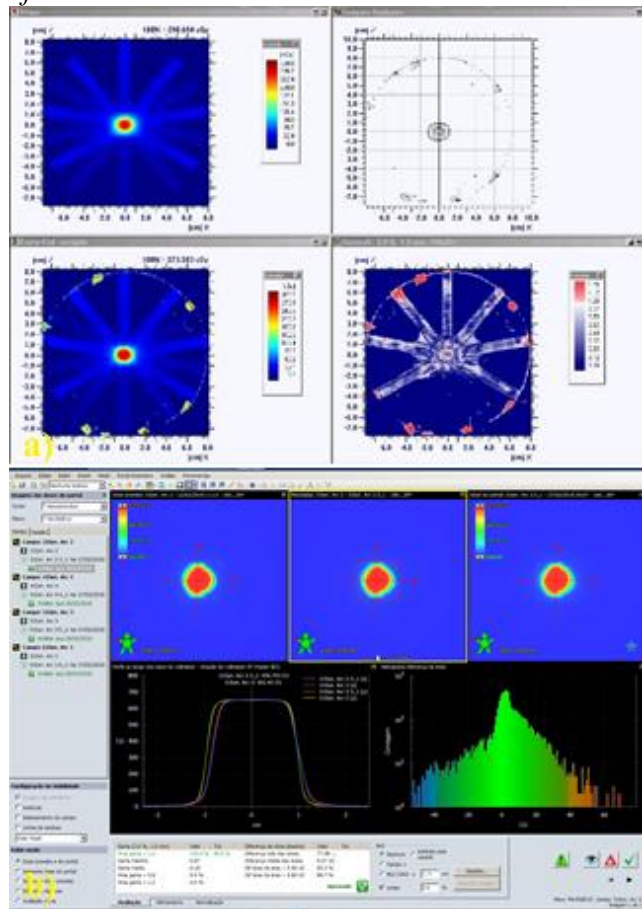


Legenda: As linhas tracejadas representam o retículo digital dentro dos limites da esfera.
 Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês -SP, 2018.

Os *EPIDs* produzem imagens digitais de alta resolução, sendo possível a avaliação em um ambiente integrado, ou seja, a aquisição, o manuseio e a análise das imagens são realizadas em um mesmo *Software*, dispensando a necessidade de etapas intermediárias que podem interferir nos resultados, além de reduzir o tempo envolvido no processo.

A análise dos controles de qualidade realizados com esses dispositivos eletrônicos pode ser feita qualitativamente, ou seja, através de uma comparação visual das fluências medidas e calculadas, ou, quantitativamente, através de funções matemáticas comparativas desenvolvidas para esse fim (Figura 30). A principal função utilizada para analisar o controle de qualidade quantitativamente é a função gama. Essa função relaciona dois parâmetros principais que, para cada ponto medido em um plano, quando comparado com o plano calculado, quantifica-se a diferença de dose e a distância no plano até encontrar um outro ponto de mesma dose. É uma ferramenta particularmente útil para avaliar regiões de grandes gradientes de dose. Alguns *EPIDs* disponíveis comercialmente são acompanhados por *Softwares* que oferecem essas funções quantitativas de análise. (2)

Figura 30 – Análise dos *Softwares*



Legenda: a) Qualitativamente, através de uma comparação visual das fluências medidas e calculadas. b) Quantitativamente, através de funções matemáticas comparativas.

Fonte: A Autora, 2018.

O *Portal Dosimetry* (PD) é um sistema de alta resolução designado para realizar o controle de qualidade através da verificação de dose em duas dimensões, para cada campo de tratamento. O método de verificação do plano é baseado na análise da concordância dos valores calculados (previstos) com os valores medidos. Ele faz parte de um sistema que consiste de um programa de planejamento de tratamento capaz de fornecer a dose prevista, de um sistema de Aquisição de Imagem (IAS) capaz de adquirir imagens de dose e de um módulo de Análise (*Review*) para comparação das imagens dosimétricas. Sendo assim, três componentes principais compõem o *portal dosimetry*: aquisição (*Hardware* e *Software*), Predição de Dose e Módulo de Análise.

O PD é montado em um braço robótico no acelerador linear, como pode ser visto na Figura 31. Esse braço robótico é utilizado para posicionar a unidade detectora de imagem (IDU) e permite que o dispositivo seja totalmente integrado ao acelerador linear.

Figura 31 – Ilustração do acelerador linear e do *Portal Dosimetry*



Legenda: a) Acelerador Linear com *Portal Dosimetry* integrado. b) *Portal Dosimetry* em destaque. c) Área ativa do dispositivo de dosimetria portal.

Fonte: A autora, 2018.

A imagem proveniente da leitura da matriz dos detectores é chamada de “*frame*”. Essa leitura é realizada linha por linha da matriz através da transferência da carga dos fotodiodos para os amplificadores e da subsequente conversão em um sinal digital. O imageador é parte de um sistema maior, o Sistema de Aquisição de Imagem 3 (IAS3). Esse sistema possui componentes eletrônicos necessários para a aquisição, display e armazenamento de imagens incluindo a sincronização com o acelerador linear. A sincronização é diferente dependendo do tipo de imagem a ser adquirida. Para imagens dosimétricas, que são integradas durante a entrega de cada campo de tratamento, as informações são obtidas entre os pulsos do feixe. Para imagens não dosimétricas, usadas para verificação do posicionamento, os pulsos do feixe são mantidos por um período curto de tempo para permitir a leitura de todo o imageador. A imagem é transferida para a Placa de Processamento de *Frames* (FPB). A FPB processa e calibra a imagem e a imagem final é armazenada no servidor Vision e pode ser mostrada em qualquer estação de trabalho Vision. O programa de aquisição é o 4DTC (4D *treatment console*) e as imagens são armazenadas em uma base de dados.

A Previsão de Dose é o cálculo da dose esperada pelo sistema de planejamento. O algoritmo de previsão de dose (PDC, da sigla em inglês *Portal Dose Calculation*) é parte do sistema de planejamento, mas é um algoritmo independente e calcula o kernel específico para os detectores de silício amorfo, proporcionando uma modelagem do gradiente bastante precisa em relação as medidas realizadas. A dose da imagem portal $I_{PD}(x,y)$ é calculada pela convolução da fluência (ϕ_{EPID}), no plano do imageador, com a dose kernel (κ):

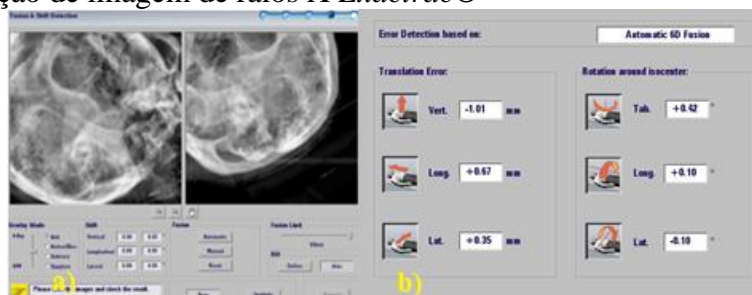
$$I_{PD}(x,y) = \phi_{EPID}(x,y) \times K \quad (9)$$

O módulo de análise é um gerenciador de imagens que possui ferramentas de alinhamento e análise de imagens de dose tais como as funções gama e diferença de dose. A análise da imagem dosimétrica, ou das fluências, pode ser realizada na tarefa *Review* dentro do próprio programa. Esse módulo permite avaliar dose em um ponto, dose linear (perfis de dose), alinhamento da imagem e comparação de dose relativa e absoluta. (25)

2.7.2.2 *Exactrac*®

O *Exactrac*® é um sistema IGRT de monitoramento baseado em raios X, instalado dentro da sala, que detecta o movimento intra e interfractional do paciente durante a aplicação do tratamento, independentemente do ângulo da mesa ou da posição do *gantry*. A aquisição de imagem de raios X instantânea com fusão 6D proporciona informações de posicionamento e reduz a possibilidade de perda geográfica devido à movimentação do paciente ou a deslocamentos anatômicos internos (Figura 32).

Figura 32 – A aquisição de imagem de raios X *Exactrac*®



Legenda: a) Imagem de raios X com fusão instantânea 6-D. b) Fusão automática com os parâmetros 6D.
Fonte: A autora, 2018.

O sistema de radiocirurgia *frameless Exactrac*® (Figura 33) oferece precisão na aplicação de tratamentos de fração única ou multifração, sem o uso do guia estereotáxico ou *frame* de cabeça convencional e invasivo. A máscara simplifica o fluxo de trabalho na radiocirurgia, melhorando a flexibilidade de agendamento de aquisição de imagens, planejamento e tratamento. (26)

Figura 33 – Sistema de radiocirurgia *frameless Exactrac®*



Fonte: Adaptada de *BrainLab*, arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

O *Exactrac®*, da *BrainLab*, é um sistema constituído principalmente de dois subsistemas: um sistema de rastreamento por infravermelho (IR) (Figura 34) e um sistema de raios X de quilovoltagem (Figura 35). O primeiro contém câmaras fixadas no teto, que emitem IR e detectam o raio refletido em marcadores fiduciais externos fixados no paciente, na mesa de tratamento ou em acessórios de localização.

Figura 34 – Sistema *Exactrac®* da câmara e com o infravermelho



Fonte: A autora, 2018.

No segundo subsistema, dois tubos de raios X estão embutidos no chão (Figura 36) da sala de tratamento e duas telas de detectores de silício amorfo (AmSi) estão fixadas no teto. Quando acionados, fornecem duas imagens radiográficas oblíquas do paciente.

Figura 35 – Sistema *Exactrac*® de raios X de quilovoltagem



Fonte: Adaptada de *BrainLab*, arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

Figura 36 – Detalhe dos componentes do sistema *Exactrac*® de raios X de quilovoltagem



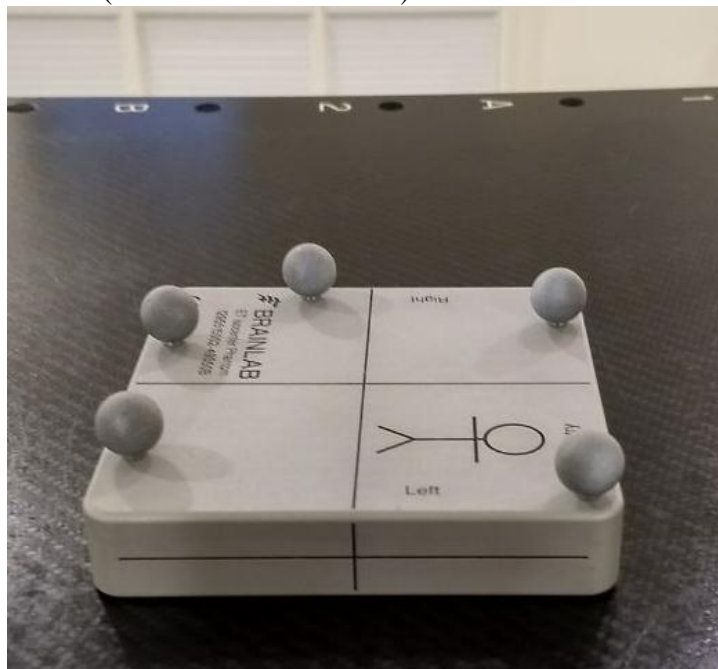
Fonte: FURNARI, 2013.

A calibração do *Exactrac*® e sua verificação são de extrema importância, já que no acelerador linear, o sistema de raios X e o sistema de IR são independentes, ou seja, cada um

tem valores distintos para as coordenadas geométricas (x, y, z). O objetivo da calibração é correlacionar os três sistemas de coordenadas.

A calibração é dividida em duas etapas: calibração do isocentro do IR e do sistema de raios X, que são realizadas através do uso de objetos simuladores, adquiridos do fabricante do *Exactrac®*. Na calibração do isocentro é necessário utilizar *ET Isocenter Phantom* (Figura 37). Para calibração do sistema de raios X, é necessário o *ET X-Ray Calibration Phantom* (Figura 38)

Figura 37 – Objeto simulador (*ET Isocenter Phantom*)



Legenda: Possui cinco marcadores refletores e instruções para a sua localização (*right, left, gantry* e orientação do paciente), assim como ranhuras para o seu alinhamento com os *lasers*.

Fonte: A autora, 2018.

Figura 38 – Objeto simulador (*ET X-Ray Calibration Phantom*)



Legenda: É utilizado para a calibração do sistema gerador de raios X com quatro marcadores externos refletivos de IR e dezesseis marcadores radiopacos, também externos.

Fonte: A autora, 2018.

No procedimento de calibração do IR (ver Figura 39), a calibração do isocentro tem como finalidade correlacionar o isocentro mecânico do acelerador com a origem do sistema de IR. Antes da calibração, recomenda-se deixar as câmeras de IR ligadas durante 90 minutos, assim como verificar se os marcadores esféricos estão devidamente presos ao objeto simulador. O objeto simulador deve estar em cima da mesa de tratamento e os cinco marcadores devem estar dentro do campo de visão (FOV) das câmeras. O objeto simulador, através de suas marcações, deve estar alinhados aos *lasers* da sala e em seguida deve-se seguir os passos do item *Isocenter Calibration* na tela do computador.

No procedimento de calibração do gerador de raios X (ver Figura 39), o alinhamento incorreto do objeto simulador irá resultar numa calibração errada do isocentro, implicando no posicionamento incorreto do paciente. Portanto, é fundamental verificar a correlação da projeção dos *lasers* com o isocentro do acelerador antes de realizar estes testes. Uma vez calibrado o IR, deve-se calibrar o sistema de raios X posicionando o objeto simulador (Figura 38) com o auxílio do rastreamento por IR. Recomenda-se realizar a calibração do sistema gerador de raios X sempre após a do isocentro, pois mudanças na temperatura de operação das câmeras podem influenciar na precisão da calibração. O objeto simulador deve ser colocado

em cima da mesa de tratamento de modo que os cinco marcadores refletores fiquem dentro do campo de visão das câmaras de IR. Esse posicionamento pode ser feito manualmente ou automaticamente, dependendo se a configuração do posicionamento automático foi executada. As indicações de deslocamento (vertical, longitudinal e lateral) na tela do *Exactrac*® devem ser seguidas até que uma indicação de *OK* apareça quando o posicionamento estiver correto sendo assim possível de adquirir as imagens com o sistema de raios X. Nestas imagens, verificar se as cruzes de cor laranja mostradas estão centradas corretamente dentro de cada círculo amarelo. Caso não estejam, verificar se a imagem foi feita em uma intensidade alta ou baixa, deixando a imagem com contraste inadequado. Se necessário, fazer ajustes nas configurações e repetir a aquisição. Este procedimento deverá ser realizado para os dois tubos de raios X. A calibração do sistema será satisfatória dependendo da avaliação que for feita no procedimento de Verificação da Calibração.

Na Verificação da Calibração existem duas verificações de calibração que devem ser feitas:

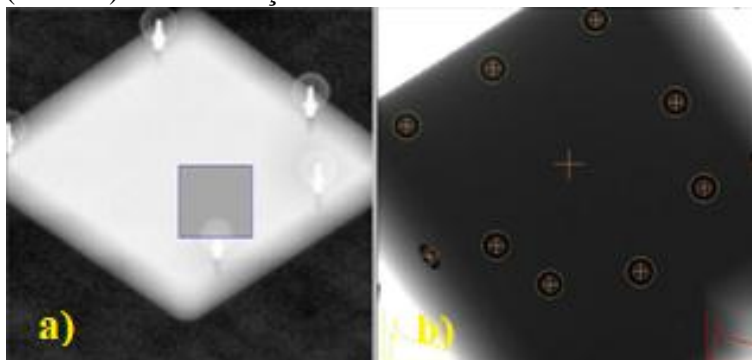
- a) Do isocentro (*Move Isocenter Phantom to Current Isocenter*), que verifica se as coordenadas do IR coincidem com as coordenadas do acelerador;
- b) Do sistema de raios X (*Verify X-Ray Calibration*), que confere se as coordenadas deste sistema coincidem com as do acelerador, que também podem ser feitas utilizando um ponteiro especial (*Detect Winton-Lutz Pointer*), que avalia a precisão da origem da coordenada geométrica do sistema de raios X em relação ao isocentro mecânico do acelerador. Recomenda-se que antes de fazer a verificação, todo o sistema *Exactrac*® fique ligado por, pelo menos, 90 minutos.

Para executar a verificação é necessário entrar na opção *Calibration* no painel de navegação para acessar as funções de verificação e, escolher um ou mais modos de verificação.

A verificação da calibração do isocentro é realizada através do item *Move Isocenter Phantom to Current Isocenter*, deve-se posicionar o *ET Isocenter Phanthom* em cima da mesa e verifica-se se os cinco fiduciais estão sendo detectados pelas duas câmaras. O objeto simulador não precisa estar alinhado com os *lasers* da sala, pois ao deslocar a mesa nos três eixos (vertical, longitudinal e lateral) a localização será automática, com a indicação *OK* das posições translacional e rotacional. Apenas após este momento que os *lasers* devem ser verificados visualmente, e os mesmos devem coincidir com as marcações do próprio objeto simulador.

Na verificação da calibração do sistema de raios X, o item *Verify X-Ray Calibration* é utilizado com o *ET Isocenter Phanthom* posicionado em cima da mesa e detectado pelas duas câmaras. A indicação de *OK* irá fornecer a orientação que o objeto foi deslocado automaticamente para a posição translacional e rotacional. A imagem deve ser adquirida para o Tubo 1 utilizando uma energia baixa (50 kV, 50 mA, 50 ms), ajusta-se o contraste da imagem e adquire a segunda imagem com o tubo 2 com as mesmas configurações de feixe, ajustando o contraste e realizando a fusão automática das imagens. Através da ferramenta de sobreposição, a imagem será avaliada e a fusão será aceita de acordo com os valores de deslocamento. (24)

Figura 39 – Imagens (raios X) das calibrações através do sistema *Exactrac*®



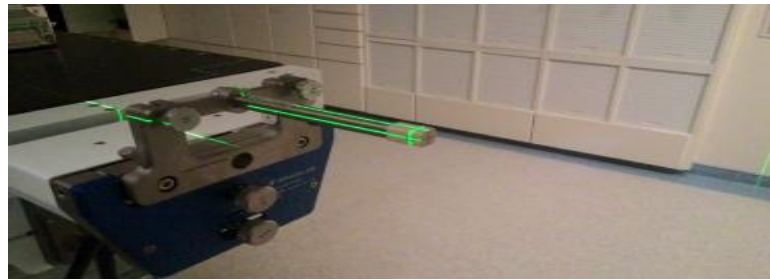
Legenda: a) *ET Isocenter Phantom* para calibração do isocentro. b) *ET X-Ray Calibration Phantom* para a calibração do sistema gerador de raios X.

Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

2.7.2.3 Winston-Lutz

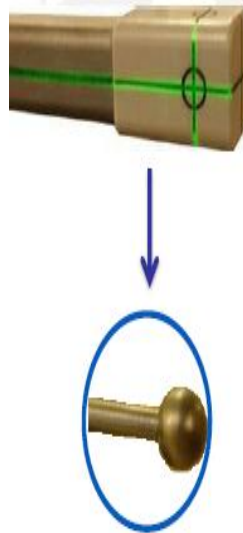
No teste Winston-Lutz, um ponteiro e um fixador de ponteiro (do inglês, *Couchmount*) (Figura 40) são posicionados na mesa de tratamento. Este fixador de ponteiro deve ser fixado na mesa de tratamento e em seguida também deve ser fixado o ponteiro. O ponteiro deve ser alinhado com o auxílio dos *lasers* da sala de tratamento (Figura 41).

Figura 40 – Ponteiro e fixador de ponteiro (*Couchmount*) na mesa de tratamento para o teste Winston-Lutz



Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

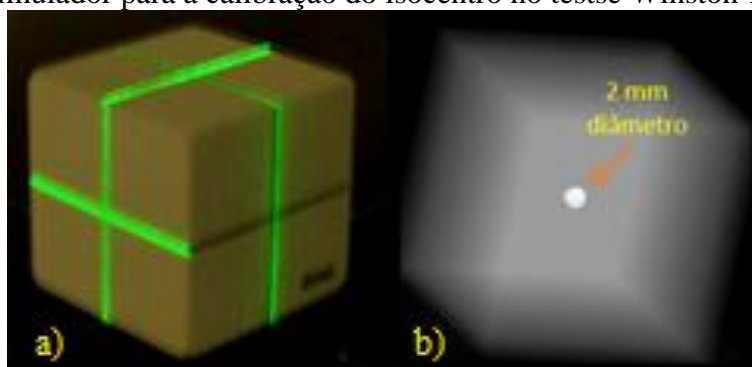
Figura 41 – Ponteiro com esfera de 0,5 cm de diâmetro



Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

Para fins de realizar a avaliação do Winston-Lutz, a calibração do isocentro é satisfatória se os *lasers* da sala de tratamento coincidirem com as marcações no objeto simulador (Figura 42). Na verificação do sistema de raios X, um erro de até 1 mm é esperado. Se houver uma falha na calibração, esta deve ser repetida. A tolerância recomendada pelo *Task Group 142 Report Quality assurance of medical accelerators* depende da precisão necessária para o tratamento. Recomenda-se um erro ≤ 2 mm (Figura 43) para tratamentos convencionais e ≤ 1 mm caso se realize radiocirurgia intracranial (SRS) ou corpórea (SBRT). Pode-se obter uma precisão de $\pm 0,5$ mm na localização do isocentro caso o sistema esteja bem calibrado. (24)

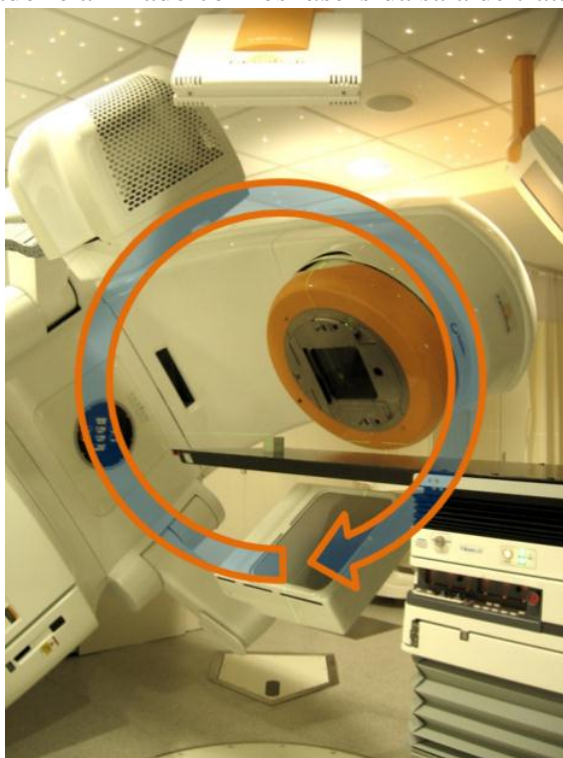
Figura 42 – Objeto simulador para a calibração do isocentro no teste Winston-Lutz



Legenda: a) Objeto simulador que possui uma esfera de 2 mm de diâmetro em seu interior. b) Imagem janelada para melhor visualização da esfera e determinação seu centro.

Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

Figura 43 – O objeto simulador é alinhado com os lasers da sala de tratamento



Legenda: Se alinhado corretamente, então seu centro, e conseqüentemente o centro da esfera, coincide com o isocentro. Então podemos medir a distância entre o centro da esfera (isocentro) e o centro da imagem.

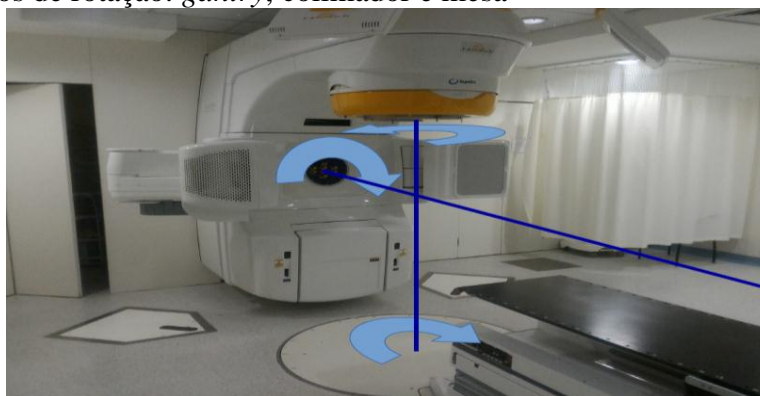
Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

Se tanto o ponteiro quanto o fixador de ponteiro na mesa de tratamento estiverem corretamente ajustados ao isocentro, e o alinhamento do feixe for apropriado em todos os ângulos de feixe, as imagens da esfera deverão estar centradas em todos os campos circulares. Uma vez exposto, o centro da esfera projetado é comparado com a aresta do campo para

detectar quaisquer desvios do centro do campo. O teste de Winston-Lutz é especialmente usado para o SRS baseado em linac porque ele verifica o alinhamento do isocentro entre as configurações do colimador, da mesa e do colimador terciário. Uma vez que o alinhamento entre o *laser* e o isocentro mecânico é verificado, as coordenadas do alvo para os tratamentos SRS baseados no linac são definidas através de um localizador baseado em *laser*.

Para facilitar o alinhamento do isocentro, o localizador pode ser ajustado em x, y, z *translation*, Figura 44, para corrigir erros de não planura encontrados na parte superior da mesa e pequenos erros de rotação. As coordenadas no localizador são comumente definidas em números positivos, a fim de evitar a leitura errada de sinais positivos ou negativos na configuração das coordenadas. (27)

Figura 44 – Três eixos de rotação: *gantry*, colimador e mesa

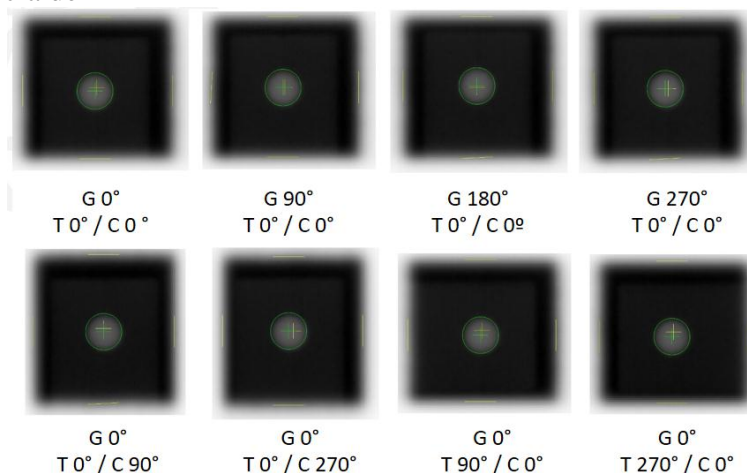


Legenda: Teste Winston-Lutz: Verifica a coincidência entre isocentro de radiação e isocentro mecânico e alinhamento dos *lasers*.

Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

Nos dias em que os tratamentos de radiocirurgia são realizados, o teste Winston-Lutz, com ângulos de gantry 0° , 90° e 180° , é realizado antes do início dos tratamentos. Após o teste W-L, as imagens de raios-X *Exactrac*® são adquiridas da esfera de tungstênio no isocentro (Figura 45). O sistema identifica a posição da esfera em cada imagem e calcula o deslocamento 3-D da esfera a partir do local do isocentro salvo do *Exactrac*® (Quadro 2). A precisão isocêntrica do *gantry* é normalmente medida com o teste de Winston-Lutz. (28).

Figura 45 – Resultado baseado na comparação entre o centro do campo e o centro da esfera. Tolerância de 1 mm



Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

Quadro 2 – Resultado quantitativo com precisão sub-milimétrica. Tolerância de 1 mm

	Path	File Name	Gantry Ang	Col. Ang	Couch Ang	Left	Right	Top	Bottom	X Disp	Y Disp	Z Disp
1	R:\Fisica\Cor	G0T0.dcm	0.0	0.0	0.0	45.82	48.68	46.96	42.52	0.31	0.00	-0.48
2	R:\Fisica\Cor	G0T0C90.dcm	0.0	90.0	0.0	44.70	44.99	49.12	45.52	0.03	0.00	-0.39
3	R:\Fisica\Cor	G0T0C270.dcm	0.0	270.0	0.0	42.10	47.14	47.21	47.32	0.55	0.00	0.01
4	R:\Fisica\Cor	G0T90.dcm	0.0	0.0	90.0	45.89	48.39	47.80	41.92	0.27	0.00	-0.64
5	R:\Fisica\Cor	G0T270.dcm	0.0	0.0	270.0	45.88	48.90	47.84	41.86	0.33	0.00	-0.65
6	R:\Fisica\Cor	G90T0.dcm	90.0	0.0	0.0	45.49	48.03	45.03	44.35	0.00	0.28	-0.07
7	R:\Fisica\Cor	G180T0.dcm	180.0	0.0	0.0	46.72	47.65	43.98	45.59	-0.10	0.00	0.18
8	R:\Fisica\Cor	G270T0.dcm	270.0	0.0	0.0	45.21	48.62	45.02	44.39	0.00	-0.37	-0.07

Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

2.7.3 QA TPS

2.7.3.1 Computação da distribuição de dose

As distribuições de dose são calculadas utilizando um algoritmo. Este cálculo deve ter em conta a natureza heterogênea do paciente nas 3 dimensões ao determinar a precisão da dose dispersa em cada ponto de cálculo, bem como a dose primária.

A maioria da computação de dose é realizada por sistemas de planejamento (TPS, da sigla em inglês *Treatment Planning System*) computadorizados, que são programados com os dados da máquina de tratamento. Um TPS é uma ferramenta muito importante na concepção do tratamento em radioterapia de pacientes com câncer e também de pacientes que sofram de doenças benignas. Um TPS consiste num pacote de *Software*, ou eventualmente numa

combinação de diferentes pacotes, e numa parte de *Hardware*. Este sistema permite a introdução de dados do paciente, definições anatômicas, a configuração do feixe, o cálculo da distribuição de dose, a avaliação do planejamento em termos de dose, volume e efeitos, a saída de documentação e a sua transferência de dados para outras unidades (por exemplo máquina de tratamento).

2.7.3.2 Implementação clínica de um TPS

Garantir a qualidade do tratamento em radioterapia envolve um reconhecimento que os melhores equipamentos e técnicas devem estar disponíveis para o planejamento dos tratamentos. Isso inclui a compra e implementação clínica de um TPS.

2.7.3.3 Transferência de Dados (*Data Transfer*)

Como parte do processo de aceitação é importante avaliar a compatibilidade dos ficheiros e testar os seguintes itens (sempre que se aplique): 1. Transferência de dados das imagens de tomografia computadorizada, ressonância magnética ou ultrassom para o TPS. 2. Precisão dos dados da TC. 3. Comunicação do posicionamento do paciente e dos parâmetros dosimétricos à máquina de tratamento ou ao Sistema de Registo e Verificação. 4. A transferência de informações relativas aos campos de tratamento. 5. Transferência das DRR. 6. Transferência de dados para o sistema de gestão utilizado pelo serviço de radioterapia. 7. Transferência de dados medidos a partir de um fantoma de água 3D através de conexões de rede.

2.7.3.4 Verificação da capacidade de cálculo

Os testes de *Software* devem ser realizados com o intuito de avaliar o desempenho do cálculo de dose do sistema, tendo em conta os critérios de aceitação, precisão e

funcionalidade. Os parâmetros do feixe e os dados básicos necessários no processo de realização dos testes, podem ser adquiridos a partir de dados de referência publicados, a partir de dados genéricos fornecidos pelo vendedor do TPS ou a partir de dados medidos na máquina da instituição que adquiriu o TPS.

O TRS 430 *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer* da IAEA, aconselha testes e procedimentos para averiguar a capacidade e as potencialidades do TPS. Os objetivos gerais do cálculo de dose dos testes de *comissioning* descritos no *Report TRS 430* são os seguintes: (a) Identificar ou minimizar os efeitos de erros ou limitações no cálculo de dose do algoritmo ou a sua parametrização; (b) Minimizar incertezas na utilização rotineira do cálculo de dose, e ajudar a mantê-las dentro da tolerância clínica desejada; (c) Caracterizar ou demonstrar as limitações do algoritmo ou da execução, para impedir o uso inadequado dos resultados do cálculo. (29)

2.7.3.5 Variação no cálculo da dose

As diretivas e recomendações internacionais admitem a existência de variação no cálculo de dose para fins clínicos. A implementação e cumprimento de um sistema de controle de qualidade do tratamento é essencial na prática clínica. A utilização dos TPS no planejamento dos tratamentos de RT obriga a uma verificação sistemática dos valores da dose administrada, assegurando o correto cálculo da dose, para que a administração do tratamento seja realizada garantindo a segurança do paciente. As recomendações defendem que é essencial a verificação do cálculo de dose através da realização do cálculo por um sistema independente, calculando a variação dos valores de UM (Unidade Monitor) encontrados. De acordo com os valores apresentados pelo relatório nº40 da *American Association of Physicists in Medicine Task Group (TG-40)*, são aceitas variações de 5% entre o cálculo das UM no TPS e as encontradas através do método alternativo.

Idealmente, e de acordo com as recomendações no relatório nº 24 da ICRU, pretende-se que a variação das UM seja inferior a 3-3,5%, sendo aceitável uma variação de 5-7%, de acordo com particularidades e imprecisões dos campos de tratamento e distribuição de dose, fortemente influenciada pela anatomia e heterogeneidades da região irradiada. Variações acima de 7% não devem ser aceitas para fins clínicos, devendo proceder-se ao esclarecimento de uma variação tão discrepante. (16)

2.7.4 QA global: teste geométrico de acurácia

O *Task Group* 43 recomenda a adoção das convenções da IEC 1217 para se especificar o ângulo do *gantry*, o ângulo do colimador, o ângulo da mesa, a orientação da cunha, a especificação da lâmina do colimador multilâminas e a orientação do paciente. Entretanto, até que esses padrões sejam universalmente utilizados, é necessário que o operador esteja ciente tanto da convenção utilizada por sua máquina de tratamento quanto daquela utilizada pelo sistema de RTP. Se possível, o sistema de planejamento deverá ser configurado para estar de acordo com a máquina de tratamento. Se isto não for possível, o operador deve determinar e documentar a transformação dos parâmetros do sistema de planejamento para as configurações da máquina. Um teste é sugerido na Tabela 3.

Tabela 3 – Convenções de leitura de sistema e teste de descrições de movimento de acordo com a Tabela 3-12 do TG 53 (AAPM *TG 53 Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*)

Topic	Tests	Reasons
General system conventions	Verify that the planning system conventions agree with system documentation and are used consistently throughout the system.	Problems can cause systematic treatment errors.
Internal consistency	Examine the machine settings and 2-D and 3-D displayed orientation of the beam for a variety of gantry, collimator, and target angles. Confirm that the displayed orientations agree with the parameter specifications and with calculated dose distributions. For example, the user should confirm that the beam diverges in the direction away from the gantry, and that the hot spot for a wedged field appears under the toe of the wedge.	Problems here will cause systematic planning system errors.
Readouts	Verify that the planning system parameters (transformed as necessary) agree with the actual machine settings required to obtain the desired treatment configuration. This can be done by configuring the treatment machine according to the planning system specifications and comparing to the planning system displays, especially a 3-D room view display.	Errors may cause very isolated but systematic treatment errors.
Test frequency	Verify the accuracy of this information at the commissioning of the RTP system and at each major software update.	Systematic errors might be missed at new releases unless checks are made.
Multi-user environment	Establish a procedure to ensure consistent beam information in multi-user and network environments.	Users might interfere with each other's plans, or access to the machine database, or other similar problems.

Fonte: AAPM *Task Group* 53, 1998. (20)

Na acurácia geométrica, a localização e a orientação de cada feixe em um plano devem corresponder à situação real. A exatidão da translação das coordenadas do feixe do sistema de planejamento naquelas coordenadas utilizadas para configurar os campos no paciente de fato deve ser continuamente monitorada, já que ela depende não apenas do *Software*, mas também do sistema de planejamento e dos procedimentos de entrega do tratamento utilizados na clínica.

Mais verificações (do inglês, *checks*) de acurácia geométrica estão listados abaixo:

- A resolução geométrica e a acurácia para cada parâmetro deve ser avaliada utilizando os valores de coordenadas contidos do arquivo que contém a descrição do feixe, assim como exibições gráficas das informações dentro do sistema RTP.
- Combinações complexas de movimento devem ser inseridas e exibidas para se verificar as corretas interações entre os parâmetros. (20)

Variações da distribuição de dose através do volume alvo podem também ser esperadas que afetem o resultado do tratamento e contribuam para a acentuação das curvas de efeito de dose clinicamente observadas.

Os maiores efeitos na perda de probabilidade de controle tumoral (TCP, da sigla em inglês *Tumor Control Probability*) estarão nos valores mais altos de TCP. Foram realizadas revisões de trabalhos anteriores considerando os efeitos das variações da distribuição de dose em volumes tumorais uniformes. Para modelos simplificados representando distribuições escalonadas, inclinadas, com subplanura, sobreplanura, estimativas foram feitas da diminuição no TCP para tumores possuindo vários gradientes de dose-efeito. Isto levou à conclusão de que o desvio-padrão (SD) da dose média dentro do volume do alvo deveria ser entre 3% a 5% (1SD). Quando combinados com a incerteza permitida na dose no ponto de especificação, um valor de 5% (1 SD) é obtido para a acurácia da dose necessária em todos os pontos do volume-alvo.

Conclusões semelhantes foram alcançadas se considerando as variações de dose sobre tumores heterogêneos mais realistas, ou se utilizando diferentes modelos para TCP. É provável que uma melhor acurácia seja evidenciada como necessária conforme modelos TCP mais abrangente forem desenvolvidas.

As incertezas geométricas surgem de uma variedade de causas, incluindo as tolerâncias da máquina de tratamento, as variações de simulação e configuração do tratamento, movimento do paciente ou do órgão durante o tratamento e mudanças na forma do paciente conforme o tratamento progride. As margens clínicas incorporadas na definição do volume-alvo incluem implicitamente algumas das variações esperadas, o que implica em volumes maiores de tecido normal adjacente sendo incluídos, ao invés de ser o contrário, e que também pode ser difícil de se isolar os efeitos no controle do tumor devido à imprecisão geométrica.

Algumas considerações teóricas foram aplicadas para se estimar o efeito de erros de posicionamento no TCP, ao se variar a distribuição de dose nas bordas no volume de

tratamento, tanto em termos de erros (sistemáticos) quanto em penumbra efetiva ampliada (aleatória), e ao se fazer suposições sobre a distribuição de densidade de células tumorais nas bordas. Estimativas semelhantes podem ser feitas utilizando outros modelos TCP. Entretanto, é difícil de se passar de tais estimativas para um requisito específico em acurácia geométrica. Nesta situação, estimativas de acurácia geométrica requerida foram feitas ao se considerar as várias fontes de incertezas, combinando-as para se chegar a um valor global e utilizando os melhores valores alcançáveis na prática como o nível a ser recomendado.

Nesta base, a AAPM (1984) apresentou um valor de 5 mm (1 ESD – *Entrance Surface Doses*). Mjinheer e et al. consideraram um conjunto mais amplo de dados, incluindo o resultado de estudos de imagem e recomendaram uma acurácia de 4 mm (1 ESD) no posicionamento das bordas do campo e nos blocos de blindagem. Este valor inclui todos os fatores geométricos e de movimento. A maior disponibilidade de sistemas de imagem de portal *on-line* está fornecendo um corpo crescente de dados nesta área. Isto, e a atenção mais concentrada na imobilização, *setup* e em movimentos residuais podem ser esperados para se ter uma melhora na estimativa desses valores.

A Tabela 4 dá uma lista de itens que deveriam ser checados. O procedimento para a criação de um plano de tratamento deve incluir a prerrogativa de se checar todos os itens citados na Tabela 6, embora eles não precisem ser realizados pela mesma pessoa ou ao mesmo tempo. Entretanto, é importante que os itens sejam checados por alguém diferente da pessoa que originou o determinado item. Por exemplo, pode ser apropriado que a verificação dos dados de entrada do planejamento seja realizada pela pessoa que executou o planejamento, se essa pessoa não estiver envolvida (ou apenas envolvida periféricamente) na preparação desses dados.

Tabela 4 – Itens a serem checados no planejamento do tratamento de acordo com a Tabela 4.7, página 87, *Physics Aspects for Quality Control in Radiotherapy*

Table 4.7. Items to be checked on a treatment plan.

Are the outline and structures geometrically correct?
Does the plan meet its specification?
Is the plan the best that can be achieved (within resource limitations)?
Is the dose distribution sensible?
Has appropriate account been taken of 3-D variations?
Have the appropriate inhomogeneity corrections been applied?
Have the appropriate corrections been made for wedge filters, compensators, lead blocks, etc.?
Are the machine monitor unit settings correct?
Are the machine setting up instructions correct?
Transfer of data to treatment unit?

Fonte: Mayles, Lake, McKenzie (1999). (30)

Para planejamentos realizados a partir de contornos manuais, o planejamento impresso deveria ser verificado em relação ao contorno original. Para todos os planejamentos, as medidas que forem realizadas no mesmo momento em que o contorno foi executado ou a TC foi realizada deverão ser feitos *checks* em relação ao planejamento final. A posição do volume alvo também deve ser checada em relação ao filme radiográfico ou à TC. Uma atenção especial deve ser dada em relação a se o lado correto do paciente está sendo tratado. (30)

2.7.5 QA específico: teste paciente específico

É difícil fornecer as recomendações específicas para a precisão dosimétrica de planejamentos, dada a complexidade dos planejamentos e os problemas de mensuração. Uma declaração no relatório TG-53 merece ser repetida: “aqui, nós não iremos fornecer uma tabela de valores recomendados, já que é claro que o que é alcançável com um tipo de planejamento pode ser bem inalcançável para outro tipo. É responsabilidade do físico em radioterapia determinar:

1. A precisão do sistema RTP específico da instituição para uma variedade de situações clínicas; e
2. Como a expectativa de precisão deve ser modificada para se considerar qualquer situação clínica em particular, os tipos de planos de tratamento que são criados, e outros aspectos da situação local. Existe um consenso desenvolvido, entretanto, de que as medidas na câmara de ionização em áreas de baixo gradiente de feixes únicos devem concordar com os planejamentos com a mesma precisão que é obtida em tratamentos convencionais, isto é, na ordem de 2% a 3%. Para irradiações mais complexas típicas de tratamento de pacientes, há um crescente consenso de que as medidas da câmara de ionização em regiões de alta dose e baixo gradiente deveriam se ajustar ao planejamento na faixa de 3% a 4%.

Também pode ser difícil de determinar se as diferenças entre a medida e o cálculo são causadas por uma técnica de planejamento, de entrega ou de medida. Por esta razão, o sistema de entrega deve ser comissionado separadamente e antes do sistema de planejamento. A

elaboração de bons testes de comissionamento é um desafio e um assunto de pesquisa e desenvolvimento contínuos.

A principal dificuldade em se projetar testes de QA para planejamentos individuais de pacientes é não conhecer todos os prováveis modos de falhas para esta nova modalidade. A preocupação e a cautela são claramente indicadas. Ao se desenvolver um sistema abrangente de QA, é útil separar o processo completo de tratamento em três elementos sequenciais: (a) Cálculo de dose e MU; (b) transferência de informação do sistema de planejamento para o sistema gerenciamento para o sistema de entrega; e (c) entrega de dose.

Cada passo no processo tem suas próprias fontes potenciais de erro, e o físico deve desenvolver verificações para cada um. Essas verificações irão envolver a combinação de inspeção, cálculo e experimento. Cada técnica de verificação tem suas forças e limitações. Cada físico e serviço irão precisar equilibrar testes paciente-específicos com testes de performance padronizados de MLC e linac.

As medidas de verificação paciente-específico testam muitos, mas não todos os aspectos do planejamento e entrega em um modo combinado. Os cálculos paciente-específicos combinados com frequente QA da máquina representam outra abordagem. Esta última é a norma para tratamentos convencionais, e pode se tornar norma para IMRT, conforme a técnica evolui. Nestes fase, os físicos precisam avaliar cuidadosamente a estrutura geral e a frequência dos seus testes de QA.

As medidas de verificação são comumente feitas por um *phantom* ou híbrido. Esta técnica consiste em se aplicar os seguimentos do MLC, trajetórias das lâminas e UM para cada campo, derivados do cálculo final do paciente, para um estudo tomográfico de um *phantom* padrão e então, recalculando a dose final a ser entregue neste *phantom*. O *phantom* é então irradiado de acordo com esse planejamento, e as doses são medidas utilizando-se a câmara de ionização, filme, ou outros detectores. Os resultados das medidas são então comparados com a dose prevista no *phantom*. A lógica da metodologia do “*phantom* de planejamento” é que ela verifica a transcrição correta dos parâmetros de entrega, da sequência das lâminas e do cálculo de UM.

Como mencionado acima, há um consenso crescente, de que um nível razoável de ação para medidas na câmara de ionização de tais “*phantom*” de planejamento” em regiões de alta dose e baixo gradiente é de 3% a 4%, com a compreensão de que campos pequenos e gradientes localizados podem causar incertezas adicionais em alguns casos. O filme é geralmente utilizado para se verificar a distribuição de dose em pelo menos um plano, pelo

menos, qualitativamente. Note que as medidas em um único plano axial provavelmente será sensível aos movimentos de alguns pares de lâminas, talvez apenas um.

Também deve ser notado que nem todos os sistemas de escaneamento de filmes podem rastrear a densidade óptica precisamente na presença de altos gradientes. Portanto, o sistema de escaneamento deve ser validado quanto à acurácia para medidas quantitativas. É importante perceber que alguns erros nos dados de entrada ou nos cálculos não serão capturados ao se utilizar “*phantom* de planejamento”, já que a distribuição de dose no *phantom* não é esperada com sendo a mesma que no paciente. Por exemplo, o sistema de planejamento pode “ver” a mesa da TC como uma parte do paciente, adicionando vários centímetros de profundidade radiológica aos campos posteriores, e inapropriadamente aumentar essas intensidades. Um cálculo independente utilizando as profundidades corretas iria mostrar o erro. Entretanto, um “*phantom* de planejamento” iria aplicar essas intensidades inapropriadas ao *phantom*. As medidas no *phantom* que confirmaram esse novo cálculo de dose não descobririam o erro.

As medidas no *phantom* testam o cálculo de dose e o mecanismo de entrega, mas não verificam algumas suposições utilizadas no processo de planejamento. As medidas que testam a dose no paciente de fato seriam preferidas; vários grupos estão trabalhando na utilização de dispositivos de imagem de portal eletrônico para realizar as medidas de QA utilizando a dose transmitida através do paciente. É útil ter *phantom* que razoavelmente se aproximam do local (sítio anatômico) do corpo em questão. Os exemplos seriam um *phantom* retangular de 30x30x15 cm para o tronco, e um *phantom* retangular de 15x15x15 cm para a cabeça. O uso rotineiro de um *phantom* que não seja equivalente em tamanho deve ser validado por teste, pelo menos uma vez, contra um *phantom* mais apropriado. Os *phantoms* antropomórficos também estão comercialmente disponíveis. (31)

3 MATERIAIS

3.1 Materiais empregados

Neste capítulo são apresentados e caracterizados os materiais que foram empregados para o desenvolvimento do programa de validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens e para o desenvolvimento do programa CQ paciente específico. Todos os materiais aqui utilizados foram disponibilizados pelo departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês Unidade São Paulo.

3.1.1 Phantom Steev CIRS

O fantoma utilizado foi o *Phantom Steev* modelo 038 da CIRS, ele é uma ferramenta dedicada para controle da qualidade, podendo simular tanto testes com sistemas complexos quanto um paciente real. O Steev atua como um paciente substituto em todas as etapas do processo de tratamento, desde a imobilização e a geração de imagens multimodal (tomografia computadorizada, ressonância magnética, PET) até a verificação minuciosa do plano de tratamento. O projeto do Steev antropomórfico é tecido equivalente, o que permite a avaliação dos efeitos complexos da heterogeneidade do tecido.

As inserções de alvos geométricos e orgânicos fornecem meios para um QA de imagem mais abrangente, um QA geométrico de máquina, como também um QA de TPS, proporcionando uma maior confiança para o desempenho do sistema. As medições de dose nas posições isocentro e *off* isocentro do Steev acomoda uma variedade de insertos intercambiáveis de tecido equivalente que são adequados para a dosimetria de campos pequenos, incluindo câmara de ionização e filme. Desse modo, quando usado em conjunto com as várias inserções de imagem, o *Phantom Steev* fornece o teste *End-to-end* (conforme indica o TG 101 AAPM), proporcionando o controle da qualidade para sistemas SRS.

As inserções utilizadas, conforme demonstra a Figura 46, foram: um cubo homogêneo tecido equivalente a cérebro com cavidade para posicionamento da câmara de ionização, um inserto cilíndrico para acomodação da câmara de ionização ao longo do fantoma, um inserto

cilíndrico tecido equivalente a medula espinhal, duas pastilhas tecido equivalente a cérebro de posicionamento para inserto, um cubo tecido equivalente a cérebro com uma BB central e uma BB deslocada, um cubo de dosimetria tecido equivalente a cérebro com encaixe central para acomodação do filme radiocrômico e uma placa de alinhamento.

O cubo homogêneo tecido equivalente a cérebro com cavidade para posicionamento da câmara de ionização é um inserto usinado com um furo passante ao longo do eixo crânio-caudal que se alinha a dois orifícios, o de acesso para a câmara de ionização e o de acesso para a medula espinhal, que passam pelo pescoço do objeto simulador antropomórfico.

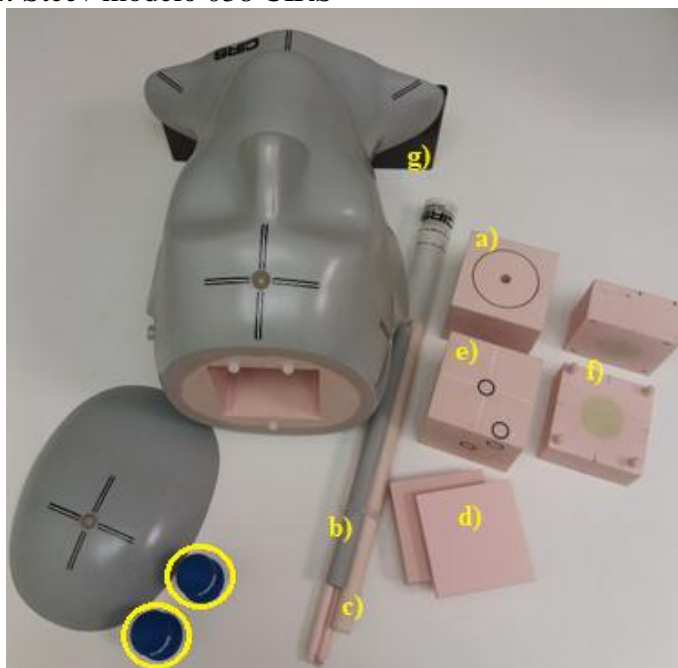
O inserto cilíndrico para acomodação da câmara de ionização ao longo do fantoma, adjacente à traqueia, permite que a CI de volume pequeno fique fixamente posicionada proporcionando medições em regiões de interesse. O inserto cilíndrico tecido equivalente a medula espinhal é posicionado no orifício que atravessa a medula espinhal, as vértebras C5 e C7, para permitir avaliações em regiões desafiadoras. As duas placas (pastilhas) tecido equivalentes a cérebro auxiliam no posicionamento para as inserções cúbicas, tornando a estrutura interna do *Phantom Steev* mais rígida, livre de folgas ou possíveis movimentações.

O cubo tecido equivalente a cérebro com uma BB central e uma BB deslocada pode auxiliar o posicionamento e é uma opção de *Check* para a localização. O cubo contém dois alvos (BB's) com vedação cerâmica, um alvo localizado no centro e outro *offset*, ambos com \emptyset (diâmetro) de 5 mm em três planos ortogonais. Esta disposição foi projetada para auxiliar nos testes de Winston-Lutz para verificação de isocentro e localização/reposicionamento com mudança de posição.

O cubo de dosimetria tecido equivalente a cérebro com encaixe central para acomodação do filme único inclui um alvo esférico de \emptyset 30 mm (+ 5% de contraste) e recebe uma única peça de filme radiocrômico através do plano central da esfera.

A placa de alinhamento é utilizada para estabilizar o *Phantom Steev* na mesa de tratamento, tornando o seu posicionamento estável e independente de quaisquer dispositivos de imobilização. (32)

Figura 46 – *Phantom Steev* modelo 038 CIRS



Legenda: a) Cubo homogêneo tecido equivalente a cérebro com cavidade para posicionamento da câmara de ionização. b) Inserto cilíndrico para acomodação da câmara de ionização ao longo do fantoma. c) Inserto cilíndrico tecido equivalente a medula espinhal. d) Pastilhas tecido equivalentes a cérebro de posicionamento para inserto. e) Cubo tecido equivalente a cérebro com uma BB central e uma BB deslocada. f) Cubo de dosimetria tecido equivalente a cérebro com encaixe central para acomodação do filme radiocrômico. g) placa de alinhamento.

Nota: Os itens circulos correspondem aos acessórios para manuseio das inserções.

Fonte: A autora, 2018.

3.1.2 Máscara termoplástica *BrainLab* para estereotaxia

As máscaras termoplásticas são utilizadas para posicionamento e imobilização de pacientes em tratamento de radioterapia. São fabricadas a partir de telas de material termoplástico especial de baixa temperatura e possuem propriedades termo físicas de memória. Quando aquecidas a 70°C as máscaras apresentam baixo módulo de elasticidade e tornam-se plásticas, permitindo moldar o contorno do paciente. Após o resfriamento, o material retorna a seu estado rígido característico e mantém o formato moldado. Devido a sua baixa capacidade térmica a máscara termoplástica perde rapidamente a temperatura em contato com uma superfície fria, tal como toalha, possibilitando a aplicação imediata no paciente com segurança.

A máscara termoplástica utilizada abrange o modelo *frameless* para tratamento estereotáxico e compõe o Sistema *BrainLab*. A máscara *frameless* utilizada para SRS é mais rígida que as convencionais, conforme ilustra a Figura 47. Elas possuem abas para fixação, que também são destinadas ao travamento, a parte traseira do crânio apresenta uma única

camada, na parte frontal ela é composta por três camadas de material termoplástico também rígido, que possibilitam a acurácia e a reprodutibilidade no posicionamento diário, sendo o tratamento realizado em dose única ou em poucas frações.

No Sistema *BrainLab frameless*, a fixação à mesa é feita através dos acessórios que conectam perfeitamente o sistema de imobilização à mesa, proporcionando uma melhor precisão, pois são associados a sistemas de IGRT. É importante destacar que no sistema de imobilização com máscaras termoplásticas: obtém-se fácil utilização, apresentando conforto ao paciente; garante a reprodutibilidade do posicionamento ao longo do tratamento (sendo ou não fracionado) e acurada localização do alvo a ser tratado, principalmente, quando utilizada em associação a um sistema de imagem; a confiabilidade gerada pelo *frame* é substituída pelo sistema de imobilização somado às técnicas de posicionamento guiadas por imagem, como, por exemplo, o sistema *Exactrac*®.

Figura 47 – Máscara termoplástica *frameless* BrainLab



Legenda: a) Máscara termoplástica *frameless* para Radiocirurgia. b) Imobilização da máscara do Sistema *BrainLab* para Radiocirurgia no *Phantom Steev* CIRS.

Fonte: A autora, 2018.

3.1.3 Tomógrafo *Somatom Definition AS® Siemens*

O tomógrafo utilizado foi o *Somatom Definition AS®* da *Siemens* (Figura 48), que está instalado no Serviço de Radioterapia, com a função de dedicação exclusiva ao Departamento. Ele fornece um scanner que é capaz de se adaptar a praticamente todos os pacientes e todas as questões clínicas. Trata-se de um aparelho de tomografia computadorizada em espiral, com um *gantry* de alta velocidade resfriado a ar, é escalável para 20 *slices* e o sistema pode ser configurado para uma necessidade clínica específica. Além disso, suporta as limitações dos sistemas convencionais de TC com diâmetro de até 80,4 cm com detecção de sinal com redução de ruído e capacidade de carga de até 307 kg.

Suas principais características são o processamento do sinal sem perdas, a redução do ruído eletrônico, a qualidade de imagem, o alcance dinâmico de até 102 dB, a velocidade de digitalização de até 23 cm/s e rotação de 0,28 s.

O *Somatom Definition AS®* seleciona automaticamente o valor de passo necessário para alcançar a cobertura e tempo de aquisição definido pelo usuário, enquanto mantém a espessura de corte selecionado e a qualidade da imagem. Ele também inclui algoritmos de reconstrução de feixe para eliminação de artefatos. A sua característica principal é ser capaz de alcançar um aumento significativo em contraste sem um aumento em ruído ou dose. (33)

Figura 48 – Tomógrafo dedicado *Siemens Somatom Definition AS®* instalado na Unidade de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP



Fonte: A autora, 2018.

3.1.4 Acelerador Linear *Novalis Tx® Varian*

O acelerador linear utilizado neste estudo foi o *Novalis Tx® Varian Medical Systems* (Figura 49), que encontra-se instalado na unidade de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês e produz feixes de fótons de 6 MV, 6 MV SRS, 15 MV e de elétrons de 4, 6, 9, 10, 12, 16 e 20 MeV. O *Novalis Tx®* integra o acelerador linear *Trilogy T®x* da *Varian* e o colimador de micro multilâminas HD120 que oferece 2,5 mm de lâmina para um formato de feixe mais estreito na região central e 5,0 mm de lâmina na região periférica, que permite fazer campos até uma dimensão máxima de x=40 cm e y=22 cm.

O instrumento radiocirúrgico *Novalis Tx®* utiliza uma variedade de opções padrão e configuráveis, incluindo o dispositivo *On-board Imager* da *Varian*, o sistema de imagens de raio X montado em sala *BrainLab Exactrac® X-Ray 6D*, o *Software* de planejamento de tratamento *BrainLab iPlan® RT*, assim como o sistema de planejamento de tratamento *Eclipse* da *Varian* e o *Software* de gerenciamento *ARIA*.

O *Novalis Tx®* oferece um sistema de orientação de imagem mais abrangente, incluindo o *scanner* de TC 3D montado em máquina da *Varian* e com capacidade de imagem radiográfica e fluoroscópica 2D, bem como o sistema de imagem de raio X montada em sala da *BrainLab* para gerenciamento de imagens e movimento em tempo real. Juntamente com a mesa robótica 6D da *BrainLab*, este sistema oferece uma solução rápida e precisa para configurar e verificar a posição correta do paciente durante o tratamento. (34)

Figura 49 – Acelerador Linear *Novalis Tx® Varian* instalado na unidade de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP



Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

3.1.4.1 EPID

O Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal (*EPID*) está integrado ao acelerador linear *Novalis Tx®*, conforme pode ser observado na Figura 50. No plano de imagem do detector, as dimensões do detector ativo são de 30,1 cm x 40,1 cm e o espaçamento de *pixels* em cada dimensão é de 0,392 mm x 0,392 mm. O tamanho da maior imagem é de 768 *pixels* x 1024 *pixels*. (35)

O dispositivo de imagem de portal eletrônico MV (*EPID*), o *PortalVision*, do *Novalis Tx®* é montado na saída do feixe de tratamento e é utilizado para verificações rotineiras de *setup* do paciente, bem como para verificação dosimétrica e para tarefas de garantia da qualidade do acelerador linear. As especificações técnicas dos detectores de imagem estão listadas na Tabela 5.

A Dosimetria Portal inclui a imagem integrada no modo de aquisição para gravação de campos IMRT e *Software* de visualização e análise de imagens. Atualmente, apenas o sistema integrado de planejamento de tratamento *Eclipse®* oferece essa capacidade. (36)

Figura 50 – EPID do Acelerador Linear *Novalis Tx® Varian Medical Systems*

Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

Tabela 5 – Especificações técnicas dos detectores de imagem no *Novalis Tx®* de acordo com a Tabela 1, página 126, *Medical Physics - Volume 13/nº3*

TABLE 1. Technical specifications of imaging detectors mounted on NTX.

	<i>MVImager (EPID)</i>	<i>OBI kV imager</i>	<i>ExacTrac X-ray (ETX)</i>
Model	PortalVision aS1000	Paxscan 4030CB	XRD 840 AN
Type	aSi	aSi	aSi
Pixel Matrix (Pixel Pitch)	1024×768, (0.392 mm)	2048×1536, (0.194 mm)	512×512, (0.398 mm)
Active imaging area	400 mm (h)×300 mm ²	397 mm (h)×298 mm ²	204×204 mm ²
Energy range	4–25 MV	40–150 kVp	40–225 kVp
Frame rate (Frames/sec)	1–10 fps	7.5 fps (1×1 bin mode) 30 fps (2×2 bin mode)	15 fps

Fonte: Kim J et al (2012). (36)

3.1.4.2 *Exactrac® BrainLab*

Para este estudo também foi utilizado o dispositivo de imagem *Exactrac®* da *BrainLab*, o mesmo tem compatibilidade com a *Varian* e encontra-se integrado no acelerador linear *Novalis Tx®* (Figura 51). O *Software Exactrac®* carrega automaticamente os sistemas e permite a exportação *DICOM RT* dos dados de posicionamento do *Exactrac®* para o sistema *ARIA*. Isto permite que todos os erros de posicionamento de paciente detectados sejam

corrigidos com a mesa *Varian* e a *BrainLab Robotics*. A Radioterapia Guiada por Imagens com *Exactrac*® corrige submilimétrica os tratamentos com radioterapia e radiocirurgia.

A configuração executada na sala é composta por duas unidades de raios X kV, uma ferramenta de verificação independente, com a precisão baseada na anatomia interna. Os desvios ou deslocamentos não intencionais da posição de tratamento prescrita são automaticamente detectados durante a aplicação do tratamento e exibidos para o usuário, proporcionando o monitoramento durante todo o tratamento. A fusão de imagens é baseada na anatomia óssea e possui alerta imediato para o usuário em caso de desvios.

Na verificação não coplanar, o monitoramento do *Exactrac*® *X-Ray* complementa as soluções IGRT existentes, fornecendo a possibilidade agregada de detectar movimentos intrafração, independentemente do ângulo do *gantry* e da mesa. Ele permite que a posição inicial do paciente, configurada pelo sistema IGRT baseado em linac, seja continuamente verificada com a aquisição de imagens de raios X durante toda a aplicação do tratamento. Mesmo em ângulos de mesa não coplanares e durante a ativação de feixe, o *Exactrac*® pode detectar potenciais desalinhamentos do paciente.

A ferramenta *Volume of Interest* (VOI – Volume de interesse) realiza fusão de imagens com foco nas partes mais relevantes da anatomia. O usuário pode excluir áreas da fusão 6D, tais como costelas, vértebras adjacentes ou outros objetos que não sejam rigidamente correlacionados, assegurando a preparação do paciente. Os VOI definidos são automaticamente usados para aquisições subsequentes durante a configuração e para monitorar o movimento intrafração. (37)

Figura 51 – Dispositivo de imagem *Exactrac*® da *BrainLab* integrado no acelerador linear *Novalis Tx*® *Varian*

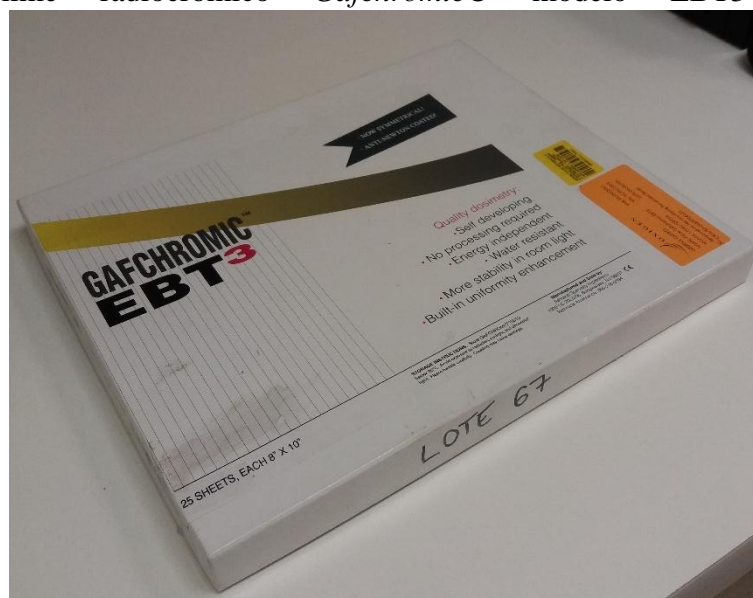


Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

3.1.5 Filme radiocrômico *Gafchromic*® EBT3

Neste estudo, todas as películas utilizadas foram as *Gafchromic*® do tipo EBT3 (Figura 52), pois possuem uma resposta independente da energia, além da densidade próxima a do tecido humano. Todas as películas utilizadas pertenciam à mesma caixa, ou seja, ao mesmo lote de fabricação.

Figura 52 – Filme radiocrômico *Gafchromic*® modelo EBT3

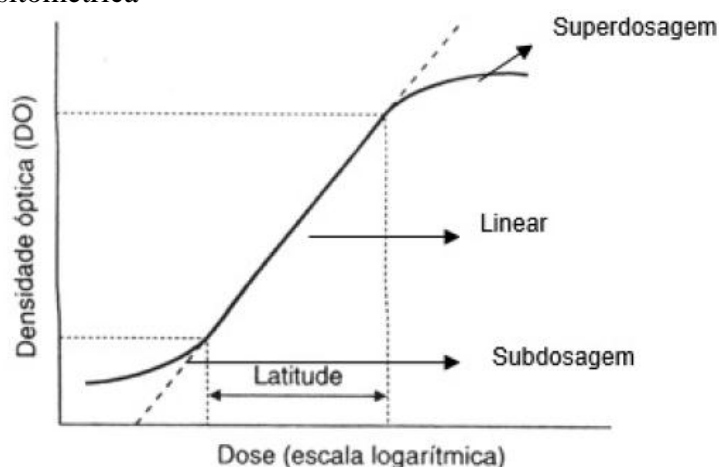


Nota: Lote EBT3 n° 67, utilizado para o presente estudo.
Fonte: A autora, 2018.

O revestimento do EBT3 possui uma espessura de 28 μm e a sua camada ativa está contida entre 2 camadas simétricas de substrato de poliéster revestido com partículas de sílica (diâmetro menor que 10 μm) em sua superfície e com espessuras de 125 μm . A presença destas partículas é para evitar a formação de artefatos de imagens no contato do filme com a superfície do *scanner* (anéis de Newton). Como este modelo possui estrutura totalmente homogênea não há necessidade de se identificar a face do filme que estará em contato com a superfície do scanner.

A calibração do filme pode ser feita por meio da curva sensitométrica ou característica do filme, relacionando a densidade óptica (DO) do filme em função da dose, conforme a Figura 53, sendo que cada tipo de filme apresenta a sua curva característica.

Figura 53 – Curva sensitométrica



Fonte: Luvizotto (2015). (38)

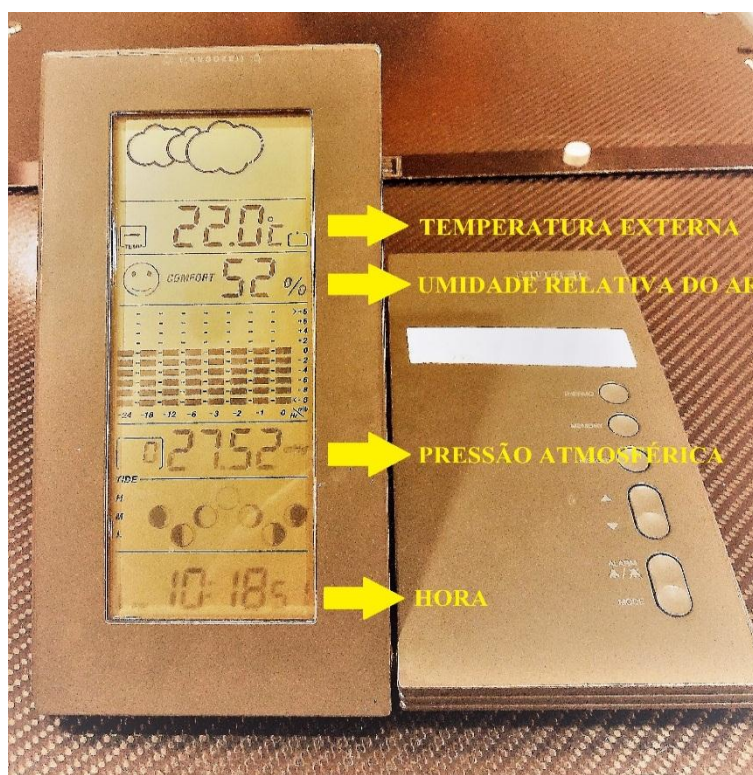
Na curva sensitométrica ou característica existem três regiões: a de subdosagem, a linear e a de superdosagem. A região de subdosagem é a região da curva que apresenta valores muito baixos de densidade, podendo ser considerado como ruído. Já na parte linear é conhecida como a região de dose correta, onde os trabalhos com dosimetria são desenvolvidos. A última região da curva sensitométrica é a superdosagem, independentemente da quantidade de radiação que o filme está sendo exposto, a densidade óptica se manterá praticamente constante. A densidade óptica é a medida num aparelho denominado densitômetro óptico no qual é possível levantar a curva característica e assim determinar a dose. Outro meio de realizar a leitura do filme é digitaliza-lo e analisa-lo através de *Softwares*. (38)

3.1.6 Termohigrômetro digital *Hunger*

O termohigrômetro (Figura 54) é um instrumento que mede a temperatura externa, a umidade relativa do ar e, geralmente, a pressão atmosférica, no local onde ele trabalha, ou seja, é um coletor de dados. Para esta finalidade foi utilizado um termohigrômetro digital *Hunger*, que possui indicador de temperatura em graus °C, umidade em % e pressão em inHG, onde mmHg corresponde a 25,4 x inHG (0,3%). Ele também possui o modo memória, história e alarme associados, além do visor de horas adicionalmente no *display* LCD. É alimentado por quatro pilhas AAA de 1,5 V, e pode ser utilizado fixado na parede ou deixado em cima de algum móvel, no caso do estudo, sobre a mesa de tratamento do linac.

As medidas coletadas no *display* são multiplicadas pelo fator de correção de temperatura e pressão, e simultaneamente são controladas a temperatura e a umidade relativa do ar em condições ideais para a realização das medidas da radiação. Assim, devido à importância dessas medidas, ele é um instrumento que deve permanecer na sala de tratamento para estabilização e não comprometer a leitura na coleta de dados. (39)

Figura 54 – Termohigrômetro *Hunger* do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP



Fonte: A autora, 2018.

3.1.7 Cabo de extensão e conectores

Foi utilizado um cabo de extensão triaxial, juntamente com seus conectores próprios e adicional, ambos triaxiais, ilustrados na Figura 55. O cabo que auxiliou nestas medidas foi adicionado à um conector *Iba Dosimetry* GmbH adaptado BCN-TCN para plugar a câmara de ionização *Pinpoint* PTW ao mesmo. É importante possuir um cuidado específico no armazenamento e no manuseio do cabo, pois ele irá influenciar diretamente na leitura final das medidas coletadas.

Para se conectar a câmara de ionização ao eletrômetro é necessário um cabo, cujo deve possuir um alto poder de isolamento, pois as correntes elétricas que transcorrem no cabo são baixas, sendo assim imprescindível o perfeito isolamento da energia. Deve-se também ser um cabo de isolamento de baixo ruído, para minimizar assim os efeitos das cargas geradas por fricção (torção do cabo). O cabo deverá permitir que o sinal da câmara seja transportado até o eletrômetro e conjuntamente uma tensão de polarização, que é fornecida por uma fonte de tensão geralmente acoplada ao eletrômetro, seja aplicada na câmara de ionização. Para ser realizada a conexão são necessários conectores que apresentem também uma elevada imunidade a ruído. (40)

Figura 55 – Cabo triaxial e conectores do Departamento de Física da Radioterapia Hospital Sírio-Libanês-SP



Legenda: a) Cabo triaxial com conectores próprios. b) Conector *Iba Dosimetry* para a câmara de ionização *Pinpoint* PTW.

Fonte: A autora, 2018.

3.1.8 Eletrômetro UNIDOS E® PTW

Foi utilizado um eletrômetro modelo *UNIDOS E®* da PTW (Figura 56) com rastreabilidade ao Laboratório de Metrologia (LABMETRO) do Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR), ligado à Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) – RJ, integrante da Rede Metrológica Internacional, o qual tem rastreabilidade ao laboratório primário PTB (Alemanha).

O eletrômetro é um aparelho eletrônico cuja função é amplificar o sinal coletado na câmara de ionização, e possuir um conversor analógico/digital para a leitura deste sinal dependendo do tipo do eletrômetro. No circuito integrador, uma bateria é conectada entre a parede da câmara de ionização e o eletrodo central através de um capacitor. As cargas geradas na câmara de ionização, devido à radiação, desenvolvem uma tensão V no capacitor, onde são utilizados capacitores especiais de precisão com baixa fuga de corrente. A tensão aumenta até o final da irradiação quando indicará a exposição total. Deve-se fechar a chave S para cada nova medida e zerar o sistema, com descarga no capacitor. No circuito *rate-meter*, o capacitor utilizado no circuito anterior é substituído por um resistor de precisão. A corrente produzida na câmara de ionização será avaliada por meio da tensão no resistor de resistência. Assim o eletrômetro possibilita a realização da leitura da carga/corrente de energia causada pela radiação na câmara de ionização. (20)

Figura 56 – Eletrômetro padrão PTW *UNIDOS E®* do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP



Fonte: A autora, 2018.

3.1.9 Câmara de ionização *pinpoint* PTW

A câmara de ionização utilizada foi a *pinpoint* da PTW no modelo N31016 N/A (Figura 57) cuja a dimensão reduzida é especialmente desenhada para medir a distribuição de dose em fantasmas (de estado sólido ou água, pois são totalmente protegidas e à prova d'água) permitindo a caracterização de campos pequenos de radiação onde são necessárias resoluções espaciais elevadas, por exemplo em feixes estereotáxicos. Ela apresenta o volume sensível de $0,016 \text{ cm}^3$, cujo comprimento interno é na ordem dos 1,6 mm e um diâmetro interno de 2,9 mm (Tabela 6).

Figura 57 – Câmara de ionização *pinpoint* PTW do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP



Fonte: A Autora, 2018.

O princípio de funcionamento está baseado na coleta das cargas criadas pela ionização do gás dentro do detector após a passagem da radiação, pela aplicação de um campo elétrico. A coleta das cargas é feita por um eletrodo coletor e as paredes do detector que contém o gás delimitam uma cavidade. A câmara de ionização é um instrumento de detecção da radiação mais prático e preciso para as medidas de exposição e dose absorvida, apresentando boa sensibilidade, estabilidade e reprodutibilidade. (40)

Tabela 6 – Especificações técnicas da câmara *Pinpoint* 3D Tipo 31016 de acordo com a página 28 do *Small Field Dosimetry Application Guide PTW*

Specification		Materials and measures:	
Type of product	vented cylindrical ionization chamber	Wall of sensitive volume	0.57 mm PMMA, 1.19 g/cm ³ , 0.09 mm graphite, 1.85 g/cm ³
Application	dosimetry in high-energy photon beams	Total wall area density	85 mg/cm ²
Measuring quantities	absorbed dose to water, air kerma, exposure	Dimensions of sensitive volume	radius 1.45 mm, length 2.9 mm
Reference radiation quality	⁶⁰ Co	Central electrode	Al 99.98, diameter 0.3 mm
Nominal sensitive volume	0.016 cm ³	Build-up cap	PMMA, thickness 3 mm
Design	waterproof, vented, fully guarded	Ion collection efficiency at nominal voltage:	
Reference point	on chamber axis, 2.4 mm from chamber tip	Ion collection time	60 µs
Direction of incidence	radial	Max. dose rate for ≥ 99.5 % saturation	19 Gy/s
Pre-irradiation dose	2 Gy	≥ 99.0 % saturation	38 Gy/s
Nominal response	400 pC/Gy	Max. dose per pulse for ≥ 99.5 % saturation	1.0 mGy
Long-term stability	≤ 1 % per year	≥ 99.0 % saturation	1.9 mGy
Chamber voltage	400 V nominal, ± 500 V maximal	Useful ranges:	
Polarity effect	$\leq \pm 2$ %	Chamber voltage	$\pm (100 \dots 400)$ V
Directional response in water	$\leq \pm 0.5$ % for rotation around the chamber axis, $\leq \pm 1$ % for tilting of the axis up to $\pm 110^\circ$	Radiation quality	⁶⁰ Co ... 50 MV photons
Leakage current	≤ 4 fA	Field size	(2 x 2) cm ² ... (30 x 30) cm ²
Cable leakage	≤ 1 pC/(Gy·cm)	Temperature	(10 ... 40) °C, (50 ... 104) °F
		Humidity	(10 ... 80) %, max 20 g/m ³
		Air pressure	(700 ... 1060) hPa

Fonte: Adaptada de *Small Field Dosimetry Application Guide PTW*, 2017. (41)

3.1.10 Digitalizador *DosimetryPro Advantage Scanner*® Vidar

Os filmes radiocrômicos também necessitam de um leitor para converter a sua imagem em dados possíveis de serem analisados quantitativamente. Esta função é desempenhada pelo conjunto *scanner* e *Software*. (42)

Para esta análise foi utilizado como *scanner* padrão o modelo profissional *DosimetryPro Advantage Scanner*® da Vidar (Figura 58). Ele oferece para a radioterapia um digitalizador especificamente desenvolvido e que atende às necessidades específicas do departamento que utilize os filmes *Gafchromic*®, como o EBT3, da *International Specialty Products*. A vantagem do *DosimetryPro Advantage Scanner*® para a dosimetria é permitir a consistência da medida e a precisão dos feixes de tratamento. Com o avanço da indústria para eliminar a química dos filmes dos centros de câncer modernos, o *DosimetryPro Advantage Scanner*® é um equipamento da Vidar que foi projetado para atender o uso do filme radiocrômico na análise de feixes e aplicações relacionadas. (43)

A digitalização dos filmes realizada em *scanners* desempenha uma função semelhante ao do densitômetro. A partir da digitalização é possível extrair os valores de densidade ótica

que representa a opacidade aparente do filme e que, posteriormente, são usados na análise de distribuições de dose. (44)

O princípio do processo de digitalização de uma imagem é baseado na medição da quantidade de luz que é transmitida através do filme. Uma fonte luminosa emitindo em amplo espectro de cores, é colocada em um lado do filme e um detector “dispositivo acoplado de carga” (CCD, da sigla em inglês *Charge-Coupled Device*) é utilizado para converter o sinal analógico em para um valor digital. (42)

Figura 58 – Digitalizador *DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar* do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP



Fonte: Arquivos do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP, 2018.

3.1.11 Digitalizador *Epson Scanner 11000XL®*

Como segundo digitalizador, estabelecendo uma análise comparativa com o método desempenhado no *DosimetryPro Advantage Scanner®* da *Vidar*, foi utilizado o *Scanner Epson Expression 11000XL®* (Figura 59). A título experimental, foi inicializada, paralelamente ao estudo, a digitalização dos filmes radiocrômicos *Gafchromic® EBT3* na

Scanner Epson de modo simultâneo para validação de um novo método, que será descrito na seção 3.1.12.

Os *Scanner Epson 11000XL®* corresponde a um modelo indicado pelo fabricante dos filmes *Gafchromic® EBT3* como adequados para realizar as digitalizações dos mesmos, pois permitem obter imagens sem correção e possibilitam a digitalização em modo transmissão de acordo com os parâmetros e recomendações do mesmo. (44)

Suas características principais são: digitalizador gráfico A3 com resultados profissionais até ao formato A3, qualidade superior com resolução de 2400 x 4800 ppp, alta precisão com tecnologia *Micro Step Drive*, *Software* com *Silverfast Ai®* com calibração IT8 e unidade de transparências com diapositivos *Digitalize*, películas e negativos. (45)

Figura 59 – Digitalizador *Epson Scanner 11000XL®* do Departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês-SP



Fonte: A autora, 2018.

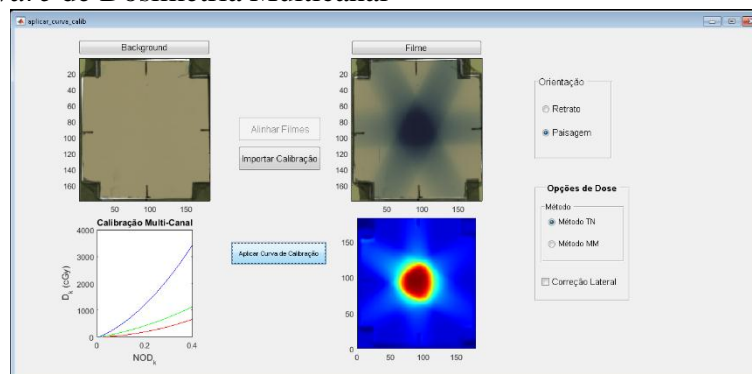
3.1.12 Software de Dosimetria Multicanal

Todos os filmes radiocrômicos *Gafchromic® EBT3* analisados para a validação do estudo foram escaneados no digitalizador padrão *DosimetryPro Advantage Scanner®* da *Vidar* e simultaneamente no digitalizador *Epson Scanner 11000XL®*. O *Software* de Dosimetria Multicanal (Figura 60) foi utilizado para determinar um novo método de se aplicar a curva sensiométrica com correções utilizando multicanais e, assim promover a validação e migração para um novo método de avaliação para os filmes radiocrômicos utilizados no Departamento de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês SP.

A utilização da Dosimetria Multicanal é justificada por utilizar um método especificamente para perturbações canal-independente, possibilitando compensar/minimizar as variações da camada ativa do filme radiocrômico, a não uniformidade da resposta do *scanner*, entre outros. Assim espera-se que as imperfeições devido a fabricação dos filmes radiocrômico não afete (ou diminua a influência) o resultado final da análise.

Uma questão importante que foi estudada pelo desenvolvedor do *Software* neste trabalho é a influência devido a heterogeneidade da luz do *scanner*. É sabido que a intensidade da luz do *scanner* é maior no centro do dispositivo (do inglês, *array*), sendo assim tal efeito pode influenciar no resultado da análise e correções laterais podem ser necessárias. Uma opção para correção lateral é utilizar a própria imagem de fundo (do inglês, *background*) para corrigir o perfil de *pixel* dos filmes radiocrômicos. Neste *Software* a correção lateral é realizada calculando média dos valores de *pixel* em uma série de posições do BG, e posteriormente é ajustada uma parábola do valor do *pixel* pela posição, e tal ajuste (do inglês, *fit*) é utilizado para corrigir os valores de *pixel* dos filmes.

Figura 60 – *Software* de Dosimetria Multicanal



Fonte: A Autora, 2018.

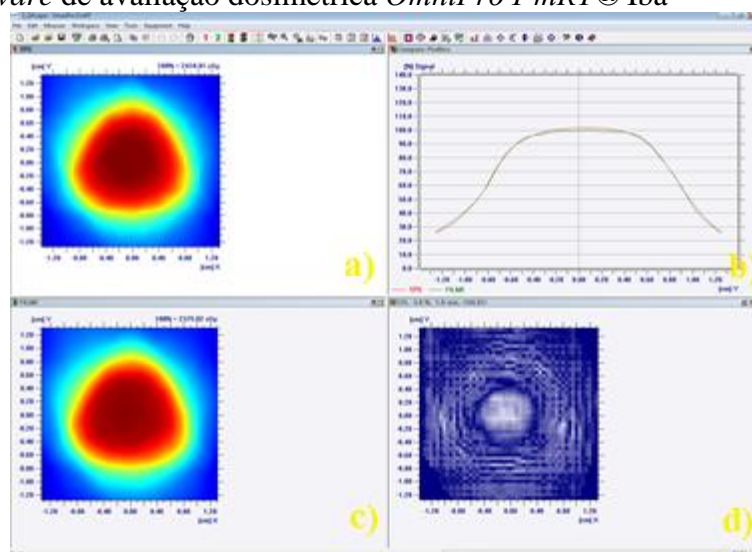
3.1.13 Software de avaliação dosimétrica *OmniPro I'mRT*® Iba

O *Software* de análise gama utilizado para os *scanners* realizados nos digitalizadores *DosimetryPro Advantage Scanner*® da *Vidar* e *Scanner Epson Expression 11000XL*® foi o *OmniPro I'mRT*® da *Iba*, apresentado na Figura 61. As técnicas modernas de tratamento em radioterapia encontraram ampla aceitação e implementação neste tipo de análise. A complexidade dosimétrica dessas técnicas requer uma verificação precisa do processo.

A dosimetria relativa com o filme radiocrômico fornece os dados medidos de distribuição de dose relativa total. Para a avaliação da dosimetria relativa, os filmes devem ser digitalizados sem processamento de imagens e exportados para o *OmniPro I'mRT*® Iba, onde é feita análise dosimétrica.

O *OmniPro I'mRT*® é um *Software* aplicativo que compara os dados planejados do TPS com as distribuições de dose dos filmes radiocrômicos que foram expostos. Ele é executado através da análise dos resultados dosimétricos calculados e medidos pelo método do valor gama, empregando diferença de dose (em %) e distância de concordância (em mm) como critérios de aceitação. O *Software OmniPro I'mRT*® permite importar e intercomparar as distribuições de doses calculadas no sistema de planejamento com as distribuições de dose medidas em filmes. (46)

Figura 61 – *Software* de avaliação dosimétrica *OmniPro I'mRT*® Iba



Legenda: a) Visualização da distribuição de dose calculada pelo sistema de planejamento (TPS). b) Visualização da distribuição de dose medida no filme radiocrômico *Gafchromic*® EBT3. c) Comparação por sobreposição do perfil de dose calculado pelo sistema de planejamento (TPS) e do medido pelo filme radiocrômico *Gafchromic*® EBT3. d) Análise gama comparando a distribuição de dose calculada com a distribuição de dose medida.

Fonte: A autora, 2018.

3.1.14 *Software* de avaliação *Pylinac*®

Foi utilizado o *Software* de avaliação *Pylinac*® (Figura 62), que trabalha na linguagem de programação *Python*. Com o *Pylinac*® foram analisadas as imagens BB central e BB

deslocada para a avaliação Winston-Lutz. A verificação dos dados analisados proporciona um relatório final, capaz de fornecer detalhes dos testes e interpretações importantes para possíveis correções a serem executadas no linac.

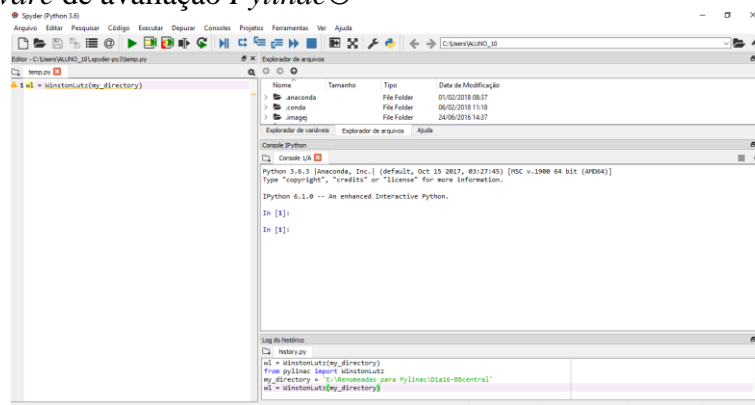
O *Pylinac*® fornece ferramentas de garantia de qualidade (QA) conforme o TG 142 AAPM tanto para programadores *Python* como para usuários no campo da Física Médica. O pacote vem em dois grupos: nível de origem e aplicativo da *web*. O nível de origem permite que os físicos criem testes personalizados com o *Software* na linguagem *Python*, que também contém uma interface gráfica *GUI* simples para interagir com módulos específicos de testes. O aplicativo da *web* é uma ferramenta direta e é utilizado para os testes conceituais.

O *Pylinac*® contém módulos de alto nível para análise automática de imagens e dados gerados por aceleradores lineares. A maioria dos *scripts* pode ser utilizada com menos de 10 linhas de código. A *GUI* integrada também é direta, embora a experiência de programação possa ajudar a identificar erros. A biblioteca também contém módulos e ferramentas customizáveis para criar seus próprios algoritmos de radioterapia.

Os principais recursos do pacote do *Pylinac*® incluem: *GUI* de uso fácil; geração de relatórios em PDF para documentação; registro automático de fantoma; carregamento de imagens a partir de arquivos ZIP ou URLs; gerenciador de diretório, com recuperação de arquivos com análise automática e geração de relatórios.

Você também pode especificar pastas de "origem" para extrair novos arquivos (por exemplo, uma unidade compartilhada contendo registros ou imagens de controle de qualidade). Os arquivos renomeados especificamente com nome de diretórios de análise irão movê-lo para o diretório correspondente. As configurações de análise são personalizáveis e incluem serviço de *e-mail* opcional mediante análise. (47)

Figura 62 – *Software* de avaliação *Pylinac*®



Fonte: A autora, 2018.

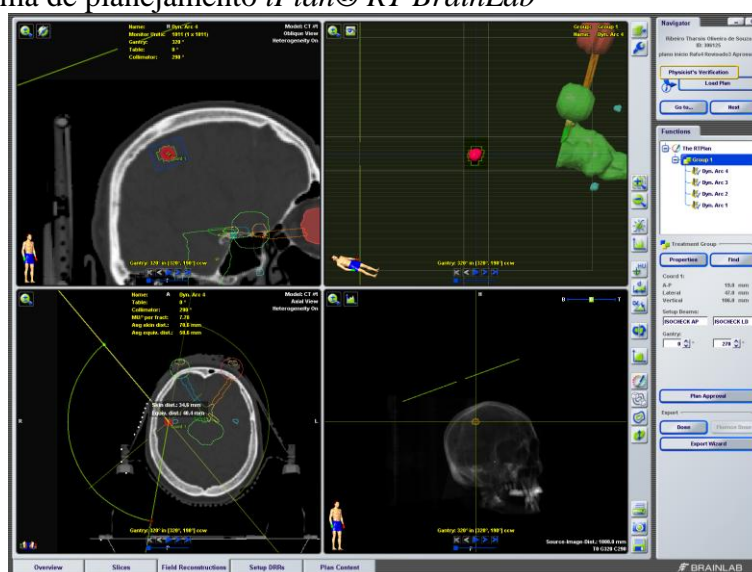
3.1.15 Sistema de planejamento *iPlan*® RT *BrainLab*

O *Software* de Planejamento de Tratamento de RT utilizado como padrão neste estudo foi o *iPlan*® RT da *BrainLab* na versão 4.5 DOSE (Figura 63). Nele foram comparados os planejamentos em campos estáticos com os planejamentos em arco dinâmico para SRS. Posterior a esta análise, foi adicionado ao estudo um outro sistema de planejamento, que será descrito a seguir, para avaliar novos parâmetros.

A presença de um *Software* de planejamento simplifica as rotinas de tratamento complexas e proporciona acesso opções melhoradas de tratamento. O *iPlan*® RT oferece planejamento baseados em modelos desenvolvidos em torno da Radiocirurgia Estereotáxica (SRS) e Radioterapia Estereotáxica de Corpo (SBRT), permitindo tratamentos confiáveis para cada paciente individualmente. Este TPS também é capaz de salvar as configurações de tratamento, prescrições e configurações de restrição, estabelece protocolos e melhores práticas personalizados para cada tipo de lesão e máquina. O algoritmo de cálculo de dose do *iPlan*® RT é o *Pencil Beam*, que gera distribuições de dose para tratamentos com feixe conformacional e arco dinâmico.

O *iPlan*® RT ajusta automaticamente a grade de dose. O cálculo de dose é dimensionado em relação ao alvo, para até mesmo estruturas muito pequenas, o *zoom* também é aumentado simultaneamente para avaliação da isodose. Na exibição do mapa de colisões, ele visualiza potenciais colisões com órgãos em risco (OAR) para auxiliar na avaliação do plano. (48)

Figura 63 – Sistema de planejamento *iPlan® RT BrainLab*



Fonte: A autora, 2018.

3.1.16 Sistema de planejamento *Eclipse® Varian*

O sistema de planejamento de tratamento *Eclipse®* da *Varian Medical Systems* na versão 15.1 foi utilizado paralelamente no presente estudo de validação. O método de análise requerido do mesmo será descrito no próximo capítulo. Ele foi de fundamental importância no processo de execução e análise dos dados gerados através do TPS *iPlan® RT*. Ele é um sistema integrado e abrangente que oferece suporte a tratamentos por radiação, como o fóton. O *Eclipse®* na versão 15.1 oferece recursos com controle e velocidade, seus algoritmos compatíveis com GPUs reduzem o tempo necessário para calcular doses.

O *Eclipse®* permite fazer pequenos ajustes no plano de tratamento e explora possibilidades de preservação de órgãos em risco e cobertura da área do tumor. Possui uma interface intuitiva com base no Windows sendo projetado para simplificar a funcionalidade dos seus dados. As suas ferramentas permitem importar os planos em diversos aceleradores lineares e integra o sistema de informações oncológicas *ARIA*, tornando o fluxo de trabalho contínuo.

O *Eclipse®* utiliza algoritmos para diferentes modalidades de tratamento. Usando *kernels* de dispersão de fóton em múltiplas direções laterais, o seu cálculo de dose é realizado através do Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) e leva em consideração a heterogeneidade dos tecidos. (49)

independente da nomenclatura adotada para cada arco. Os dados analisados são: a média da leitura em nC; o percentual máximo/ mínimo; e, a dose por campo, a dose corrigida, o desvio, a dose esperada em cGy; e o erro e erro da dose corrigida. Ao final, para avaliação, tem-se a dose acumulada e cGy.

As planilhas em *Excel*® são úteis para controle da qualidade, além de fazer parte do registro e da documentação do tratamento que será entregue com confiabilidade.

Figura 65 – Planilha de controle *Excel*®

Medida	Medida Corrigida	Dose Esperada	Dose Corrigida	Desvio	Erro
1	1,000	1,000	1,000	0,000	0,00
2	1,000	1,000	1,000	0,000	0,00
3	1,000	1,000	1,000	0,000	0,00
4	1,000	1,000	1,000	0,000	0,00
Dose Acumulada		2795,77	2795,76	-0,01	-0,28

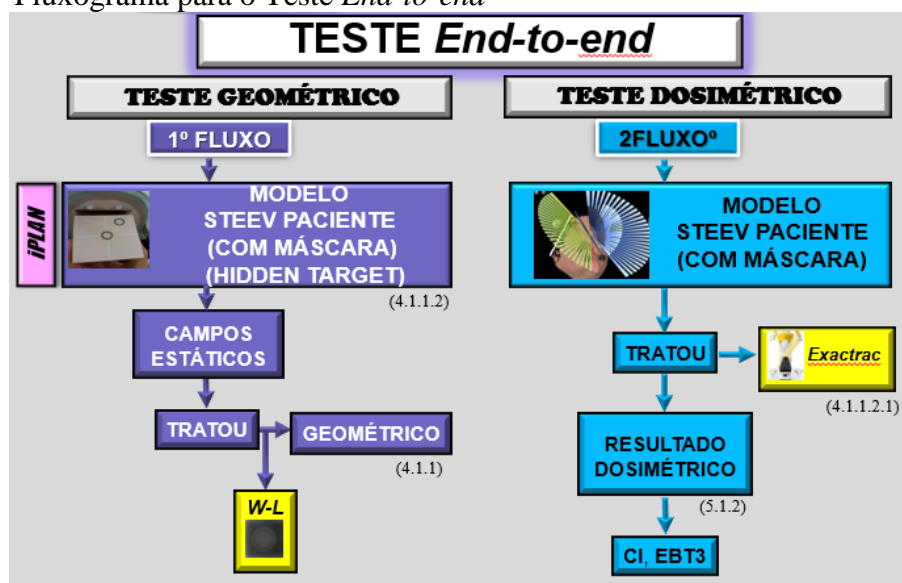
Fonte: A autora, 2018.

4 METODOLOGIA

4.1 Teste *End-to-end*

O teste *End-to-end* foi realizado com o objetivo da validação da técnica, onde todas as etapas do tratamento são avaliadas conjuntamente para se verificar a incerteza global de todo o processo. A execução do teste *End-to-end* foi dividida em duas grandes fases: o teste geométrico e o teste dosimétrico. Abaixo é demonstrado o fluxograma (Figura 66) envolvendo as etapas do Teste *End-to-end*.

Figura 66 – Fluxograma para o Teste *End-to-end*



Fonte: A autora, 2018.

Para tornar possível a execução do teste *End-to-end* é necessário utilizar um fantoma, que neste estudo foi decidido por ser o *Phantom* antropomórfico Steev CIRS, pois ele é representativo da geometria do paciente, contendo estruturas anatômicas internas, sendo assim bastante convencional para uma boa dosimetria. Além disso, ele é bem equipado com diversos insertos que facilitam o teste *End-to-end*, e acesso para a câmara de ionização de volume pequeno, sendo considerado um *Phantom* dedicado a técnica de radiocirurgia.

Para a radiocirurgia *frameless*, foi utilizado um sistema de máscaras termoplásticas da *BrainLab*, que moldou toda a superfície craniana do *Phantom* de modo que a execução do teste *End-to-end* utilizando o *Phantom Steev* e o sistema *Exactrac*® torne a reprodução da imobilização e do posicionamento o mais próximo possível de um paciente em situação de tratamento. Para tanto, todas as partes do sistema que compõe a máscara *BrainLab* foram previamente banhadas em água a aproximadamente 70° C por cerca de 5 minutos, de acordo com as recomendações do fabricante. (50) Para a formação do molde, o crânio antropomórfico foi devidamente posicionado sobre uma base de apoio cervical (Figura 67), própria do sistema *BrainLab*, evitando-se possíveis rotações. Cada molde foi colocado individualmente, mantendo-se sobre o crânio até o resfriamento total da peça, como é indicado pelo fabricante, até que a superfície plástica transparente se tornasse opaca e totalmente seca.

Figura 67 – Posicionamento do *Phantom Steev* para confecção da máscara *frameless*



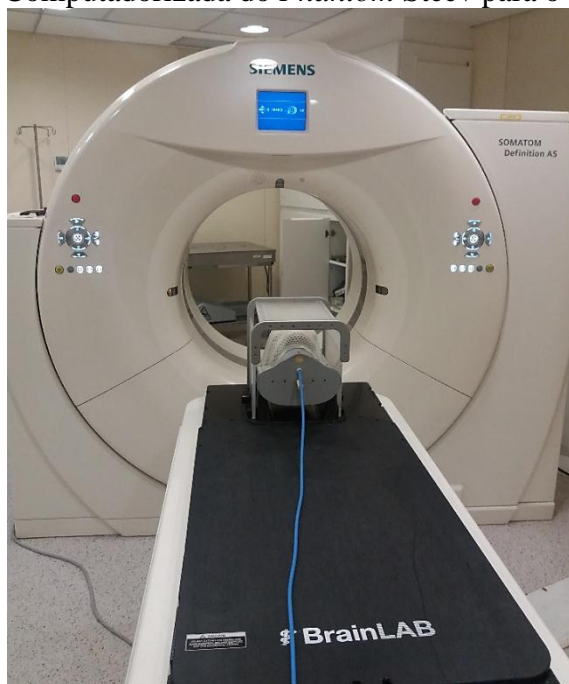
Fonte: A autora, 2018.

Para o teste geométrico, o Tomógrafo Computadorizado foi utilizado como simulador. Para a simulação do *Phantom* ocorrer corretamente, foi utilizado alguns recursos do TC no fantoma, como: o posicionamento do *Phantom Steev* com o auxílio dos *lasers*, a imobilização do Steev por meio da máscara termoplástica e o do conjunto *BrainLab* a ela associada, o alinhamento do Steev foi baseado nos seus *cross-hairs* e marcadores radiopacos com a escolha de varredura do fantoma de modo completo através do protocolo “padrão TC crânio”, e a colocação da caixa estereotáxica acoplada ao conjunto *BrainLab* (Figura 68).

A escolha do protocolo de varredura do fantoma inclui a definição da espessura do corte, da distância entre eles e algumas indicações especiais para o procedimento ocorrer o mais perfeito possível. (2) Essas e outras condições possibilitam a reprodução da simulação no acelerador linear, como a varredura tomográfica do Steev em mesa plana, que foi realizada sob uma mesa da *BrainLab* que foi inserida sob a mesa do tomógrafo. As imagens de TC foram realizadas na posição *head first supine*, com cortes de 1 mm, matriz de 512, FOV 360 mm = 0,70 mm/pixel e o Steev foi posicionado com: o inserto cúbico homogêneo tecido equivalente a cérebro com cavidade para posicionamento da câmara de ionização, o inserto cilíndrico para acomodação da câmara de ionização ao longo do fantoma, o inserto cilíndrico tecido equivalente a medula espinhal, a máscara termoplástica associada ao aparato *BrainLab* e a caixa localizadora estereotáxica de acrílico (acoplada à base de apoio do sistema *frameless*).

Ao substituir uma simulação real por uma simulação virtual, são utilizados os dados da TC, levando em conta a inclusão da posição inicial dos marcadores radiopacos e o ponto de referência próximo a um possível isocentro. Ao término da aquisição tomográfica, as imagens são transferidas para o sistema de gerenciamento, onde serão importadas para o TPS (*iPlan® RT*). Os fiduciais presentes na caixa estereotáxica permitem uma boa correlação das estruturas cranianas do *Phantom* com as coordenadas dos dados importados no sistema *iPlan® RT*. De posse das imagens, as estruturas a serem tratadas são desenhadas. Através do *Software* de planejamento serão determinados os parâmetros desejados pelo Físico para executar o teste geométrico.

Figura 68 – Tomografia Computadorizada do *Phantom Steev* para o teste geométrico



Fonte: A autora, 2018

Igualmente ao teste geométrico, para o teste dosimétrico também foram realizadas imagens tomográficas. Para realizar o planejamento do *hidden target* (esfera oculta), foi realizada uma tomografia do *Phantom Steev* com o inserto Winston-Lutz e a máscara *BrainLab*. Assim como para a análise dosimétrica com a CI, foi realizada uma TC do Steev com a CI *Pinpoint* e o inserto para o seu posicionamento. Todas as tomografias foram exportadas para o sistema de gerenciamento em conjunto, possibilitando a visualização e o contorno das estruturas internas relevantes para um tratamento de RC, além dos GTV's e das BB's e do volume sensível da CI.

Para as medidas de QA definidas neste estudo foram realizadas duas TC's com o *Phantom Steev* com a placa de alinhamento sob a mesa. Nessas tomografias o Steev encontra-se equipado com o cubo de dosimetria tecido a equivalente a cérebro com encaixe central para acomodação do filme único e com o cubo para posicionamento da CI.

4.1.1 Teste Geométrico

Durante o teste geométrico, existem alguns parâmetros importantes que queremos verificar. Um dos itens a serem checados no processo é a reprodutibilidade, que estará

relacionada ao grau de concordância entre os resultados obtidos das medições de uma mesma grandeza, efetuadas sob condições modificadas de medição. Os dados do teste geométrico podem ser expressos quantitativamente em função das características de dispersão dos resultados, ou seja, do desvio padrão das medidas obtidas. Também nesta fase, outro parâmetro a ser observado é a incerteza. A incerteza do resultado de uma medida reflete a falta de conhecimento integral do mesurando, por este motivo o teste *End-to-end* irá verificar o processo como um todo, por isso que ele também é denominado de teste de “ponta a ponta”. A incerteza relativa possui a classificação como sendo dos Tipos A e Tipo B. No teste geométrico, a incerteza do tipo A será a que estaremos mais interessados pois nela são avaliadas através de uma análise estatística de uma série de medidas, representadas pelo seu desvio padrão. Por exemplo, a dispersão estatística das medidas, que representa também a sua repetitividade. Como base nessa análise de medidas determinaremos o erro, que irá representar o desvio do valor medido com relação ao valor verdadeiro e a exatidão. Na exatidão esperamos sempre o melhor resultado possível, pois ela irá representar o quão próximo o valor medido está do valor verdadeiro. (2)

Colocando em prática o teste geométrico, ele foi executado por três vezes em dias diferentes para comparar os resultados das suas medidas com a reprodutibilidade e a exatidão do processo. O *Phantom Steev* foi levado para o acelerador linear simulando um paciente de radiocirurgia (Figura 69), assim nesta etapa, antes do tratamento do *Phantom* foi realizado o *Exactrac*® e o *Steev* foi posicionado com os acessórios de mesa *BrainLab*, assim como a máscara termoplástica de estereotaxia, contendo seus espaçadores e suas presilhas próprios, da mesma forma como a máscara foi confeccionada.

Para proporcionar no teste geométrico o tratamento com o *Steev*, foi realizado anteriormente pelo departamento de Física da Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês um planejamento de tratamento para radiocirurgia no inserto do *Phantom Steev CIRS* que contém duas BB's, sendo uma delas central e outra na posição deslocada. Este planejamento foi realizado com a técnicas de campos estáticos e através dele foi executado o teste da esfera oculta, que será descrito a seguir. Cada BB possui uma coordenada de tratamento, que também representam as posições lateral, longitudinal e vertical. Para o tratamento de fração única das BB's são utilizados 10 campos estáticos em cada lesão, com diferentes ângulos e mesa e *gantry*, com feixes 6 MV SRS no acelerador linear *Novalis Tx*®.

Figura 69 – Execução do teste geométrico



Fonte: A autora, 2018.

4.1.1.1 Winston-Lutz

A verificação do posicionamento do isocentro de calibração dos raios X em relação ao isocentro mecânico do acelerador linear é realizada por meio do *Phantom* do Winston-Lutz (Figura 70). Assim, teremos a possibilidade da correção e da análise do teste Winston-Lutz. A diferença entre o centro da esfera, sua projeção e o centro do campo de tratamento revela o movimento do isocentro para os tratamentos de estereotaxia. (51)

Diante da precisão almejada para o tratamento SRS, antes de executar cada repetição do teste geométrico, foi realizado anteriormente o teste Winston-Lutz. Ao ser finalizado o teste Winston-Lutz, os seus resultados foram analisados para certificar-se que o linac estaria dentro das condições executáveis do teste geométrico.

Paralelamente, também foram analisados de forma isolada os resultados do teste Winston-Lutz para o acelerador linear do estudo. Esta análise envolveu três *Softwares*, o *AzFr*®, o *Pylinac*® e o *Eclipse*®. O *AzFr*®, atualmente é o *Software* de rotina para o teste Winston-Lutz e seus resultados são exibidos, ao final da execução do teste, no console do *Novalis Tx*®. O *Software Pylinac*® foi utilizado como um segundo *Software* de verificação dos resultados Winston-Lutz (associado ao teste *hidden target*) e está disponível para *download* gratuito. Através de linguagem de programação *Python*, e com nomeações próprias definidas pelo *Software* para ângulos de mesa, colimador e *gantry*, ele gera de forma

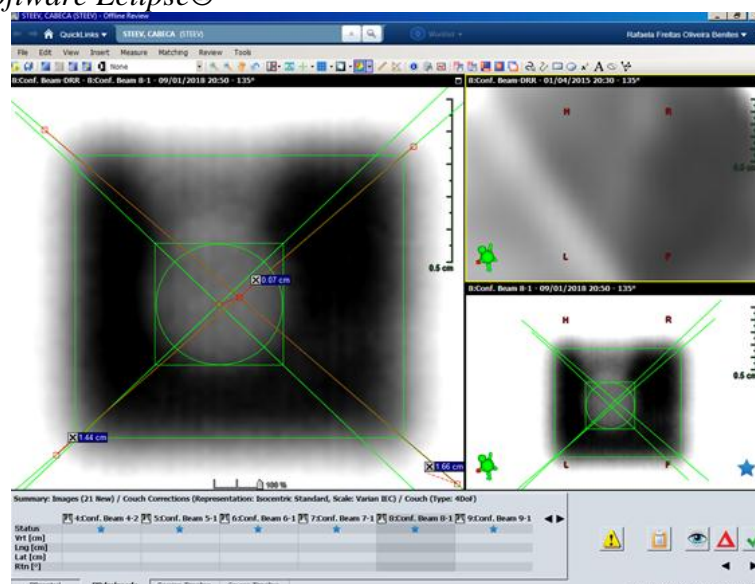
automática um relatório PDF da análise. O *Software Pylinac*® foi utilizado também para verificar os demais ângulos (os ângulos não ortogonais) de mesa e *gantry* de tratamento durante o teste Winston-Lutz, já que o *Software AzFr*® realiza a sua análise com os ângulos de 0°, 90° 180° e 270°. Com o *Software Eclipse*®, através do acesso das imagens Dicom no modo *Offline Review*, foi analisado o ângulo não ortogonal das BB's onde o *Software Pylinac*® não foi capaz de executar a análise. Neste ângulo foi observado a sobreposição das BB's na imagem sendo necessária a análise manual das mesmas (Figura 71).

Figura 70 – Execução do teste Winston-Lutz



Fonte: A Autora, 2018.

Figura 71 – Análise manual do teste Winston-Lutz através do modo *Offline Review* do *Software Eclipse®*



Fonte: A autora, 2018.

4.1.1.2 *Hidden target*

O teste *hidden target*, ou esfera oculta, possibilita a avaliação da acurácia do sistema para a radiocirurgia. (50) Para este teste foi utilizado o *Phantom Steev* e no seu interior foi inserido um inserto cúbico contendo duas esferas metálicas que simulam possíveis lesões cerebrais. Este inserto cúbico também pode ser denominado Cubo Winston-Lutz (Figura 72) e possui uma BB central com \varnothing 5 mm no isocentro e outra BB também com \varnothing 5 mm deslocada. Dessa forma, é possível analisar a precisão com que as esferas são detectadas. Como resultado, pode-se obter os erros de posicionamento do *setup* e os erros residuais (após as devidas correções) do sistema em questão.

Figura 72 – Cubo Winston-Lutz do *Phantom Steev* para o teste *hidden target*



Fonte: A autora, 2018.

As esferas metálicas (BB's) central e deslocada foram estudadas no plano coronal. O *Phantom Steev* foi tratado com simulação real de tratamento, onde a precisão do sistema é executada previamente com o teste Winston-Lutz, a verificação do posicionamento através do *Exactrac*® e a entrega de dose através do 4D Console da *Varian*.

Para ambas as lesões cerebrais foi utilizado o método de tratamento com a técnica de campos estáticos, com dois grupos, “Central” e “Deslocada”, cada um contendo 10 campos.

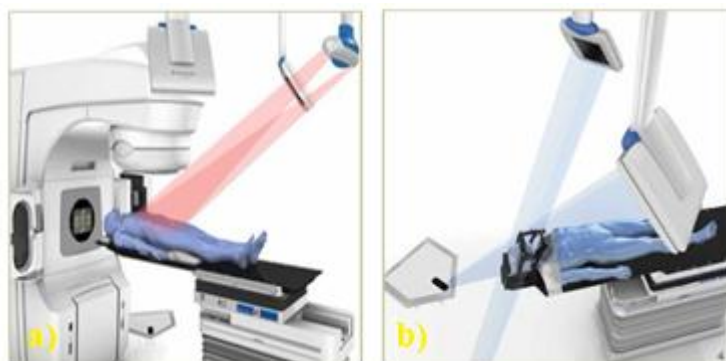
Foram coletadas as informações dos erros *setup* e erros residuais de cada isocentro nas três direções translacionais: lateral, longitudinal e vertical; e os resultados encontrados para cada isocentro de tratamento em cada direção translacional.

4.1.1.2.1 *Exactrac*®

O sistema *Exactrac*® da *BrainLab* foi utilizado para o posicionamento do paciente rastreando as esferas metálicas (ou reflexivas) (Figura 74 c). Ao posicionar as esferas na área de detecção do *Exactrac*® é observado na tela do monitor do sistema que o compõe, o

rastreamento óptico das mesmas, sabendo assim que devemos mover a mesa para a posição de realizar as imagens. Ao realizar os raios X, verificamos na tela do console os parâmetros obtidos e assim podemos determinar e corrigir o posicionamento do paciente em tempo real. Esse sistema possui uma câmera emissora e receptora de infravermelho, os tubos de raios X com kV de energia com dupla montagem e detectores, que irão gerar as imagens ortogonais e criar as fusões entre imagens de raios X e imagens de tomografia computadorizada (TC) de planejamento, realizadas por reconstrução digital radiográfica, e que serão analisadas (Figura 73). (1)

Figura 73 – Sistema *Exactrac*®



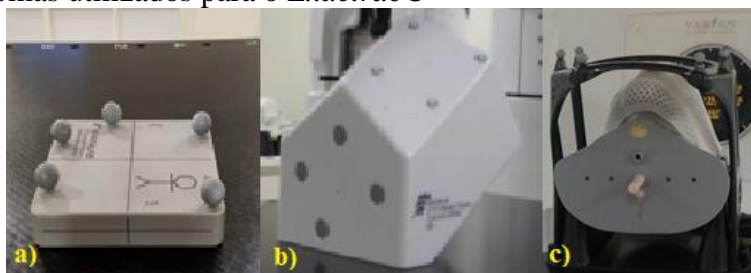
Legenda: a) Sistema Infravermelho. b) Sistema raios X.

Fonte: *Manual Clinical User Guide*, 2008. (52)

Para confirmar a precisão tanto da câmera de infravermelho quanto dos tubos de raios X, o isocentro do *Exactrac*® deve ser calibrado e verificado. Dessa maneira, assegura-se o alinhamento adequado do isocentro do sistema ao isocentro de radiação do acelerador linear. Para tanto é utilizado um *Phantom* especial (*ET Isocenter Phantom*) de 10×10 cm² de tamanho, com cinco esferas reflexivas fixadas em sua superfície superior. Este teste de controle da qualidade foi executado durante as três repetições do teste geométrico, logo após o teste de Winston-Lutz ser realizado. Para assegurar a calibração dos raios X, um outro procedimento de controle da qualidade é requerido, para este é utilizado um *ET X-Ray Calibration Phantom*. Este, por sua vez, assegura a precisão das correções e verificações de posicionamento durante o tratamento. Ambos os testes foram realizados neste estudo de forma a adotar desvios residuais de no máximo 1 mm, em módulo, conforme recomendado pelo fabricante. Todas as imagens geradas foram registradas.

Para o leitor de infravermelho realizar a identificação das esferas reflexivas, utilizamos um fantoma chamado de *Cranial Positioning Array* que foi posicionado sob o *Phantom Steev* com a máscara de imobilização e fixado a mesa de tratamento. A localização das esferas nos forneceu a correlação geométrica do isocentro indicado pela TC de planejamento. O sistema *Exactrac*® possibilita estabelecer uma tolerância máxima relativa ao erro residual resultante de cada movimentação de mesa ou mudança de isocentro de tratamento. A cada mudança realizada nas movimentações dos ângulos de mesa do tratamento podemos observar o quão próximo o valor estará da tolerância que foi determinada e também decidir por realizar uma nova verificação. A tolerância utilizada para este estudo foi 1 mm, em módulo. As análises dos erros foram realizadas sempre com mesa e *gantry* em ângulos ortogonais (Figura 74). (52)

Figura 74 – Fantasmas utilizados para o *Exactrac*®



Legenda: a) *ET Isocenter Phantom*. b) *ET X-Ray Calibration Phantom*. c) *Cranial Positioning Array*.
Fonte: A autora, 2018.

4.1.2 Teste Dosimétrico

Toda a cadeia de tratamento é verificada na implementação clínica. Esta cadeia envolve adquirir uma TC de um fantoma que tenha meios heterogêneos conhecidos, esta TC é introduzida no sistema de planejamento (TPS), onde um plano de tratamento é criado pelo Físico, que neste caso foi realizado na técnica de arco dinâmico. Em seguida, foi realizado um segundo cheque de forma independente por outro Físico, e então o plano é transferido para o sistema de gerenciamento. O fantoma é tratado como se fosse um paciente real e a distribuição de dose medida deve ser verificada em comparação à distribuição de dose planejada. Este teste é aconselhado para desvendar problemas internos de consistência dos dados e da cadeia de eventos clínicos.

O teste dosimétrico foi composto por três etapas: medidas com o *Portal Dosimetry*, medidas com a câmara de ionização (Figura 75) e medidas com o filme radiocrômico. As medidas com o *Portal Dosimetry* foram executadas em uma única etapa e posteriormente, em uma outra etapa, foram executados as medidas com a câmara de ionização e o filme radiocrômico, logo após o PD apresentar resultados satisfatórios. Para as medidas com o filme radiocrômico, foi realizada a troca de inserto do *Phantom Steev*, sendo necessária a utilização do inserto cúbico para dosimetria filme único.

Figura 75 – *Phantom Steev* no acelerador linear *Novalis® Tx Varian* para o teste dosimétrico



Nota: Teste dosimétrico com a câmara de ionização.

Fonte: A autora, 2018.

4.1.2.1 Estático

Ao ser optado pela migração da técnica utilizada em radiocirurgia no Departamento de Radioterapia do Hospital Sírio-libanês SP, a técnica em vigor durante a validação do estudo era o tratamento realizado através dos campos estáticos. Sendo assim, todos os casos clínicos estudados para os campos estáticos já se encontravam planejados e tratados, por esse motivo

foi estabelecida uma análise comparativa com a técnica almejada com casos retrospectivos. Logo, a técnica de campos estáticos para SRS não participou desta fase do teste *End-to-end*.

4.1.2.2 Dinâmico

Para o teste dosimétrico foi realizado um planejamento no *Phantom Steev* com os contornos das principais estruturas internas do crânio, além da lesão e do volume sensível da câmara de ionização, com a técnica de arco dinâmico e exportado para o *Exactrac*®. Esse planejamento foi utilizado para obter as medidas com o *Portal Dosimetry* (PD), a câmara de ionização (CI) e o filme radiocrômico EBT3. Como a filosofia do teste *End-to-end* envolve simular um tratamento real entregue ao paciente, nesta fase também foi utilizado o *Steev* com a máscara e os acessórios *BrainLab*.

Para as medidas com a CI o *Phantom Steev* foi equipado com o inserto do cubo homogêneo tecido equivalente a cérebro com cavidade para posicionamento da câmara de ionização. Nesta etapa, a escolha da CI é importante por se tratar de uma dosimetria em campos pequenos, sendo utilizada a câmara *pinpoint* durante todo o estudo. O desempenho do eletrômetro também é importante por que quando se trabalha com câmaras com volume pequeno ele produz sinais menores. Neste caso a fração da carga integrada devido a fuga resultante do cabo e eletrômetro é inversamente proporcional a carga coletada pela câmara e proporcional ao tempo necessário para a medida. As medidas obtidas foram registradas em uma planilha própria desenvolvida para a nova técnica de radiocirurgia.

As medidas obtidas com o PD, a CI e o filme radiocrômico foram executadas em dias diferentes para proporcionar uma comparação direta nas etapas do processo. O filme foi digitalizado em dois *scanners* e avaliados através da função gama no *Software OmniPro I'mRT*®.

4.2 Análise comparativa dos planos estáticos e dinâmicos

Como o objetivo da radiocirurgia é depositar com precisão uma alta dose de radiação em um alvo intracraniano, reduzindo drasticamente a dose aos tecidos normais vizinhos, o

desenvolvimento de novas técnicas de irradiação, de novos aparatos tecnológicos, de novos aceleradores lineares e *Softwares*, simplificaram a cadeia do procedimento tornando-a acessível. É uma característica de cada instituição propor e pôr em prova técnicas que visam melhorar e otimizar o fluxo e a qualidade do Departamento. A radiocirurgia é uma prática que exige a formação, o treinamento e a manutenção da equipe. (53)

4.2.1 Casuística

A casuística deste estudo foi realizada integralmente com casos clínicos do Hospital Sírio-Libanês SP. Foram selecionados dez casos retrospectivos de radiocirurgia com o tratamento na técnica de campos estáticos, com dose de prescrição de 14 a 24 Gy e com a lesão apresentando o diâmetro de 1 a 3 cm.

4.2.2 Técnicas de planejamento utilizadas

As vantagens do uso do acelerador linear para radiocirurgia incluem a possibilidade para modificar a geometria do campo e conformá-la à da lesão a ser tratada, além da flexibilidade para o tamanho do campo a ser utilizado, porém incluem a necessidade de controle da qualidade mais rígido para garantir a segurança e a reprodutibilidade, cuidados especiais para garantir a precisão do sistema e a necessidade de testes frequentes. As técnicas de irradiação a serem abordadas com o acelerador linear incluem os planos com campos estáticos e com arcos com rotação dinâmica. (53)

4.2.2.1 Planejamento com campos estáticos

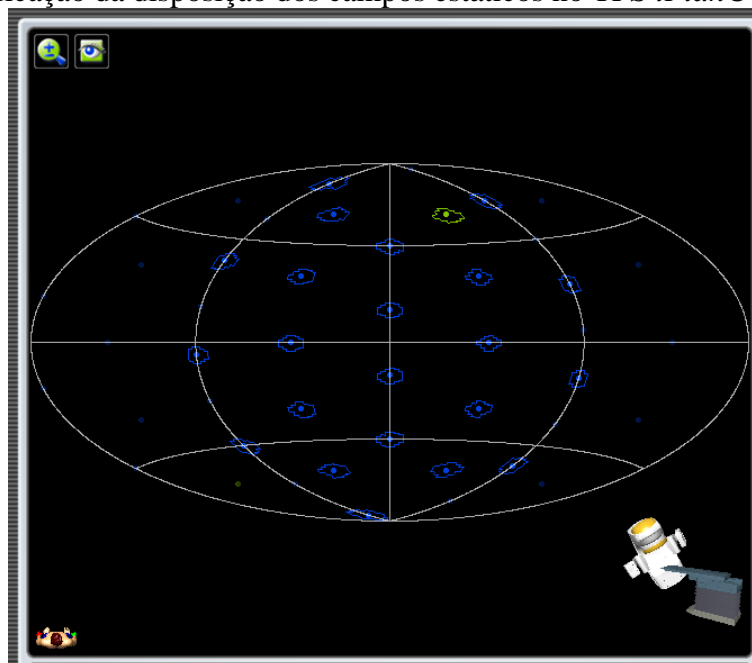
Para o planejamento de tratamento de radiocirurgia com a técnica de campos estáticos, múltiplos feixes conformacionais adotam formas específicas de colimador para diferentes

direções de *gantry* e mesa, otimizando, dessa maneira, cada campo de radiação em relação à forma do alvo.

O *iPlan® RT* oferece uma seleção intuitiva de trajetória de feixe utilizando um mapa de colisões (Figura 76).

Ao planejar utilizando esta técnica é observado a necessidade de incluir vários campos de tratamento para alcançar uma boa conformação. Os campos devem inseridos obrigatoriamente não coplanares. A entrada dos campos na pele é uma observação crítica para cada campo que for inserido na conformação do alvo, pois estes preferivelmente não podem apresentar sobreposição. A sobreposição de campos são os principais causadores de danos na pele do paciente, exceto nos casos de lesões superficiais, onde a sobreposição não pode ser evitada, almejando o tratamento do tumoral. Uma boa referência adotada no presente Departamento de Física para a quantidade de campos estáticos a serem inseridos no plano é adotar a filosofia de aproximadamente 1Gy por campo até o somatório atingir a cobertura desejada ou a dose de prescrição. Outro indicador importante a ser observado durante o planejamento são as UM.

Figura 76 – Verificação da disposição dos campos estáticos no TPS *iPlan® RT*



Fonte: A autora, 2018.

4.2.2.2 Planejamento com arco dinâmico

Para o planejamento de tratamento de radiocirurgia com a técnica de arcos conformacionais dinâmicos é observado que há um bom controle e uma otimização eficiente da dose em estruturas críticas, enquanto maximizam a cobertura do volume-alvo, por meio da adaptação automática das lâminas ao contorno do tumor. Durante o tratamento, a forma do campo do MLC é continuamente otimizada para correspondência à forma do alvo em função do *gantry* giratório. O *iPlan® RT* proporciona uma perspectiva de feixe que auxilia em melhor controle e com planejamento intuitivo dos arcos conformacionais dinâmicos. A fragmentação de todo o arco em passos de dez graus para a otimização do fluxo de trabalho e o mapeamento de áreas com subdose e superdose auxiliam para um planejamento direto.

Ao planejar utilizando esta técnica é preferível executar o plano de tratamento com a quantidade de 3 a 5 arcos dinâmicos, não coplanares, a disposição dos arcos deve estar preferivelmente próxima a lesão a ser tratada, dependendo das limitações dos órgãos em risco adjacentes. As margens de penumbra adotadas foram entre 1 e 1,5 mm, como o cálculo de dose do TPS utilizando o algoritmo *Pencil Beam*, com correção de heterogeneidade do tecido e com a grade de cálculo de 2 mm com otimização amostral para volumes pequenos. Também foi mantida a mesma prescrição utilizada com os planejamentos executados em campos estáticos, onde é pretendido que 99% do volume esteja recebendo 100% da dose prescrita. Para otimizar a distribuição de dose no volume-alvo pode-se utilizar diferentes pesos para os arcos, porém tanto com a composição dos pesos como com a dos arcos é importante que não haja tendências da distribuição.

4.2.3 Comparação técnica e de distribuição de dose (DVH) entre os planos estáticos e dinâmicos

Para realizar a comparação dosimétrica entre os planos campo estático e arco dinâmico, foi realizada uma análise detalhada em cada plano de tratamento selecionado como caso clínico retrospectivo (campo estático) e em cada plano de arco dinâmico realizado (Figura 77). Todos os dados analisados, coletados e mensurados para as duas técnicas em questão foram obtidos através da análise técnica e da distribuição de dose (DVH) do

tratamento. Esses dados foram ordenados pelo volume da lesão (em cm^3). Para cada item analisado, os valores estão segregados por técnica, em planilha própria, apresentando alguns dados, como a diferença percentual.

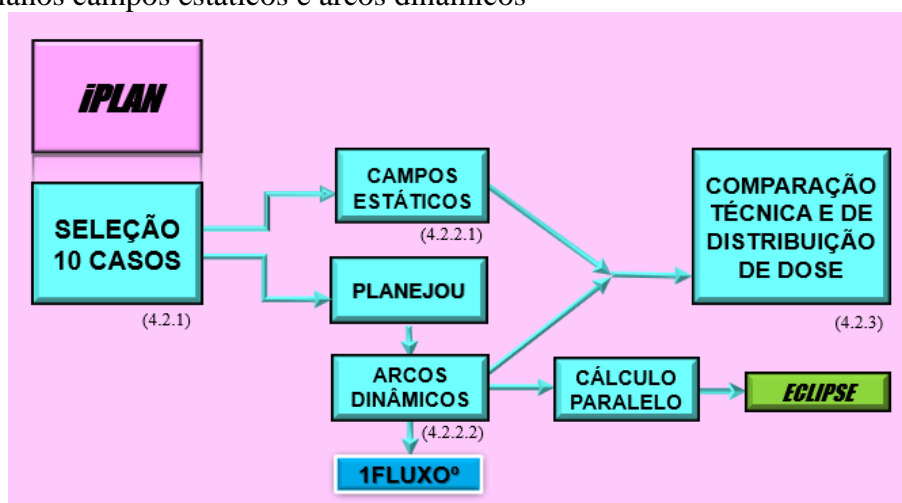
Para uma primeira fase de análise foram observados no DVH os Índices de Conformidade Paddick, RTOG e Homogeneidade, assim como a análise estatística dos mesmos. Na segunda fase da análise, os alvos individuais foram observados em cm^3 , analisando o volume da isodose de 50% (V50%) e 80% (V80%). Em sequência, um dado muito importante, especialmente em radiocirurgia, foi estudado, o V12 Gy, ou seja, o volume de cérebro sadio que recebe 12 Gy, sendo este em cm^3 . Para esta análise foi observado o volume cerebral e subtraído o GTV ($\text{cérebro}_{\text{sadio}} - \text{GTV}$).

Finalmente foram mensurados os valores de UM para cada planejamento, que foram normalizados pela prescrição de dose.

Para análise estatística global foi realizado o Teste-T para médias, que apresenta o valor- p para os dados das técnicas campo estático e arco dinâmico.

Em resumo, os fatores dosimétricos a serem avaliados serão: Índice de Conformidade Paddick, Índice de Conformidade RTOG, Índice de Homogeneidade de acordo com o ICRU 83, volume da isodose de 50%, volume da isodose de 80%, volume de cérebro sadio que recebe 12 Gy (V12 Gy), UM.

Figura 77 - Fluxograma da comparação técnica e de distribuição de dose (DVH) entre os planos campos estáticos e arcos dinâmicos



Fonte: A autora, 2018.

4.2.4 Validação da técnica de arco dinâmico

Com a técnica de radiocirurgia utilizando campos estáticos, o controle da qualidade era exercido através do cálculo paralelo. Para realizar este QA o planejamento do *Software iPlan®* era exportado para *Software Eclipse®*, sendo assim, recalculado com o algoritmo de cálculo AAA e, os resultados dos planos eram então equiparados, observando a concordância entre eles.

Com a mudança proposta na implementação de uma nova técnica para o tratamento de radiocirurgia, um QA bem desenvolvido e baseado em dados mensurados proporciona uma segurança para a técnica a ser implementada.

Para que a técnica com arcos dinâmicos mostrar-se válida, foram realizados os QA's após o teste *End-to-end* geométrico e dosimétrico, sendo replanejados 10 casos clínicos retrospectivos na técnica de arco dinâmico e que anteriormente utilizavam campos estáticos. Na sequência aos replanejamentos, como protocolo de garantia da qualidade do Departamento foi realizado o *duplo-check* dos planos, que passaram por um processo de QA. Para este processo de QA dos casos clínicos retrospectivos, foi estabelecido que as medidas dos planos seriam verificadas por meio do controle da qualidade das análises dosimétricas do *Portal Dosimetry*, da câmara de ionização e do filme radiocrômico. Para esse QA e, também para o cálculo paralelo com o *Eclipse®*, ocorrerem de forma prática e eficiente foi traçado um plano de execução que se fragmentou em algumas etapas que serão descritas abaixo.

Na etapa inicial, o primeiro objetivo seria analisar os casos clínicos retrospectivos que se enquadrassem na casuística proposta, planejar na técnica arco dinâmico e obter a aprovação do plano no *duplo-check* (Quadro 3).

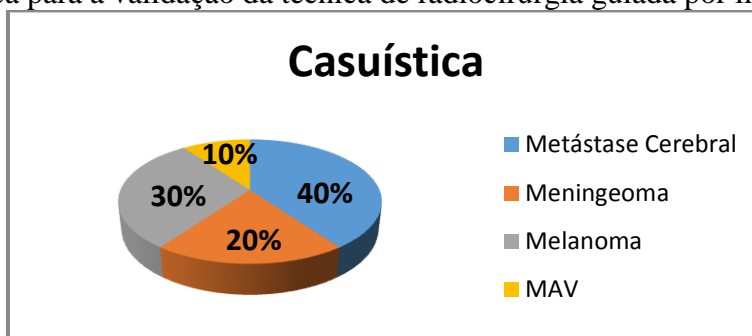
Quadro 3 – Etapas do desenvolvimento dos casos clínicos

CASO	Casos Clínicos RC	Planejamento Arc Dyn	Duplo-check
1	Ok	Ok	Ok
2	Ok	Ok	Ok
3	Ok	Ok	Ok
4	Ok	Ok	Ok
5	Ok	Ok	Ok
6	Ok	Ok	Ok
7	Ok	Ok	Ok
8	Ok	Ok	Ok
9	Ok	Ok	Ok
10	Ok	Ok	Ok

Fonte: A autora, 2018.

Mediante os casos clínicos selecionados e planejados, foram observados alguns detalhes que se mostraram pertinentes de análise e que poderiam influenciar em alguns parâmetros dosimétricos, como: localização da lesão, ou seja, se a mesma encontrava-se em uma área periférica ou central do crânio; regularidade da lesão, se a mesma apresentava dimensões regular ou irregular na sua forma; dose prescrita para o tratamento; diagnóstico (Gráfico 1); diâmetro da lesão (em cm); altura da lesão (em cm); volume da lesão (em cm³); número de arcos utilizados para o planejamento na técnica com arcos dinâmicos.

Gráfico 1 – Casuística para a validação da técnica de radiocirurgia guiada por imagens



Fonte: A autora, 2018.

Na sequência foi determinado um plano de execução para os casos clínicos serem exportados do TPS *iPlan*® RT e em seguida serem importados para o TPS *Eclipse*® através de uma planilha de controle da qualidade a qual determinava as ações das etapas a serem executadas (Quadro 4).

Quadro 4 – Planilha de execução para o desenvolvimento de um programa CQ paciente específico

CONTROLE DOS TESTES DOSIMÉTRICOS														
Caso (1)*	PHANTOM MAPPING		PLANILHA	PLAN	ECLIPSE				ARCA	IRRADIAÇÃO		ESCANEAR	ANALISAR	
	Phantom Mapping (Steep GA Simple)	Reportar Matriz de Dosagem da planilha individual	Export	Import	Cálculo Paralel	PD	Agendar imagem	Export/Import	PD	C.I.	Filme	Verificar Eppor	Omi/n Pro	Eppor
1	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
2	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
3	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
4	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
5	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
6	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
7	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
8	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
9	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok
10	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok	Ok

Nota: Casos clínicos ordenados por volume da lesão.
 Fonte: A Autora, 2018.

Essas etapas foram realizadas de modo cronológico apenas executando a próxima etapa ao término da anterior. Cada sequência foi minuciosamente estudada para analisar o

quão prático seria a utilização desse processo para pacientes reais ao iniciar a técnica de modo efetivo no Departamento.

A plano de dose para QA foi realizado através do caso “Steev QA simples” gerado no *iPlan® RT*, onde foi realizado o plano “Pronto QA”. Este plano foi possível devido à realização de uma Tomografia Computadorizada, com o Steev posicionado livre sobre a mesa com uma placa de alinhamento para estabilizar o *Phantom*, tornando o seu posicionamento estável e independente de quaisquer dispositivos de imobilização, a placa foi fixada junto a sua região cervical. Também estavam contidos no *Phantom Steev* nesta etapa o inserto cilíndrico homogêneo tecido equivalente a cérebro com cavidade para posicionamento da câmara de ionização; a câmara de ionização *pinpoint* contida num inserto cônico para sua acomodação ao longo do fantoma e indexada até o final do espaçamento do inserto cúbico para câmara, estando devidamente fixada com fita do tipo crepe para garantir que esta não ocasionaria qualquer erro de posicionamento dentro do fantoma; e por final, abaixo da localização para o acesso da *Pinpoint*, o inserto cilíndrico tecido equivalente a medula espinhal foi colocado. Todos estes itens fazem parte do grupo de acessórios 03 do conjunto do *Phantom Steev CIRS 038* (Figura 78).

Figura 78 – *Setup* para Tomografia Computadorizada do *Phantom Steev* destinado aos planos de QA paciente específico

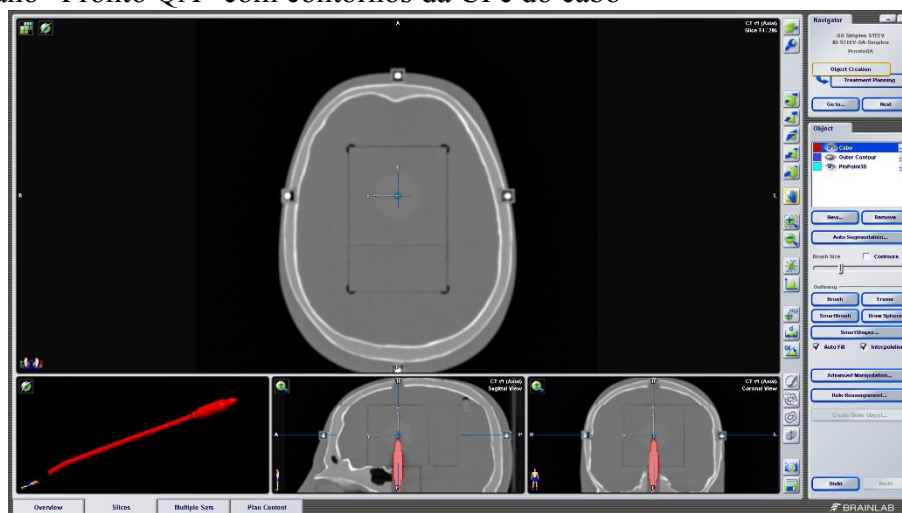


Legenda: a) Visualização da CI *Pinpoint*, do inserto cúbico para acomodação da CI e inserto medula. b) *Setup* da TC para os planos de QA

Fonte: A autora, 2018.

Com essas imagens tomográficas exportadas para o *iPlan® RT*, foi desenhado o volume sensível da câmara de ionização, que corresponde a 0,016 cm³, de acordo com volume real do modelo da *pinpoint* N31016 PTW. Um cuidado importante foi desenhar toda a estrutura de cabo anexa à CI que encontrava-se no interior do *Phantom* e denominar esse contorno no TPS como HU (densidade) da água (Figura 79).

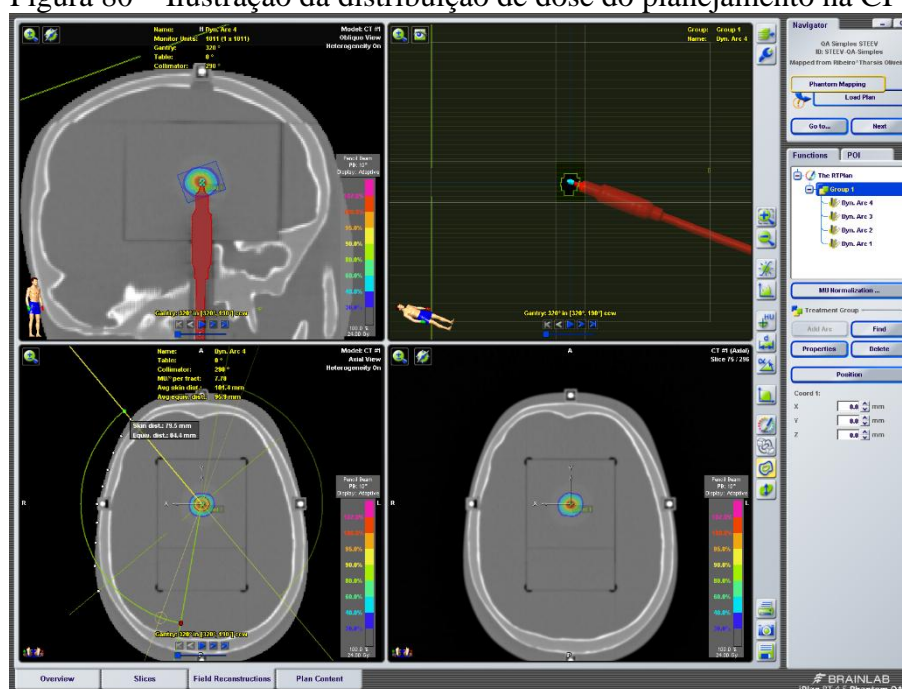
Figura 79 – Plano “Pronto QA” com contornos da CI e do cabo



Fonte: A autora, 2018.

Por meio deste plano “Pronto QA”, no modo *iPlan RT Phantom QA*, para cada um dos 10 casos clínicos foram exportadas as respectivas matrizes de dose (Figura 80).

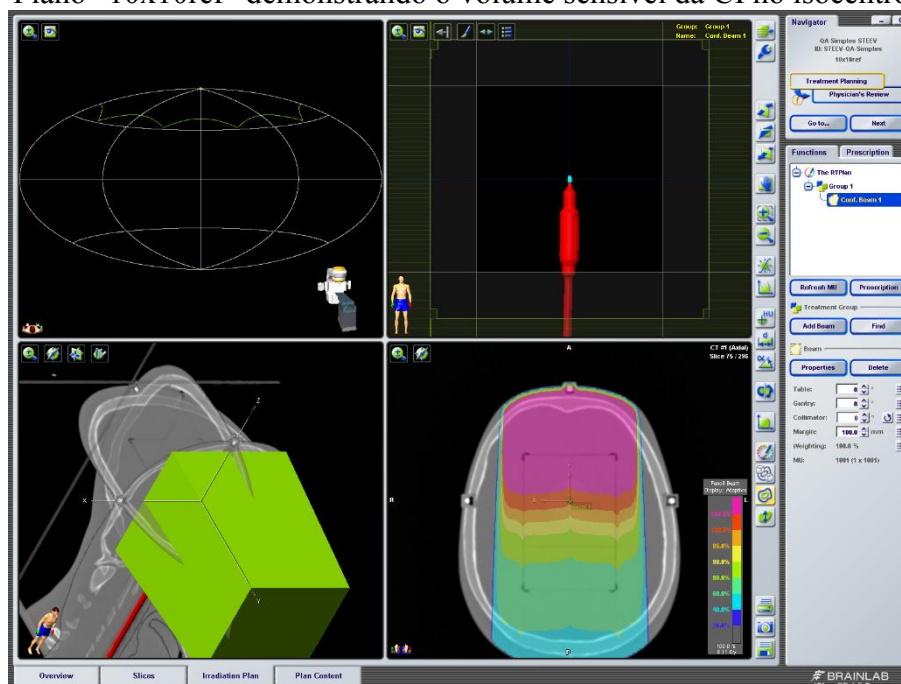
Figura 80 – Ilustração da distribuição de dose do planejamento na CI



Fonte: A autora, 2018.

Em seguida, foram desenvolvidas planilhas próprias para a técnica de radiocirurgia com arcos dinâmicos. São nessas planilhas que os valores das medidas realizadas com a CI são registrados e calculados para comparativamente equiparar com os valores que serão obtidos com os filmes radiocrômicos. Desse modo, analogamente a criação do plano “Steev QA Simples”, foram geradas 10 planilhas de QA. A planilha de QA foi baseada no plano “10x10ref”, com um único campo estático de dimensões 10 cm x 10 cm com centro do volume sensível da CI localizado conjuntamente com o isocentro do campo 10 cm x 10 cm (Figura 81). O plano “10x10ref” tinha como característica a dose média na *Pinpoint* de 820 cGy para 1001 UM, já para a planilha a dose média foi de 819,18 cGy para 1000 UM.

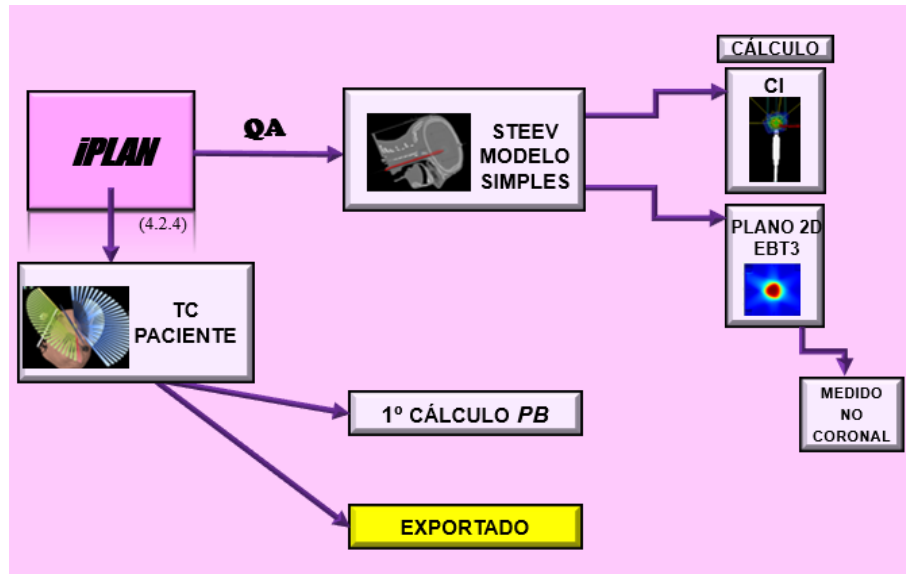
Figura 81 – Plano “10x10ref” demonstrando o volume sensível da CI no isocentro



Fonte: A autora, 2018.

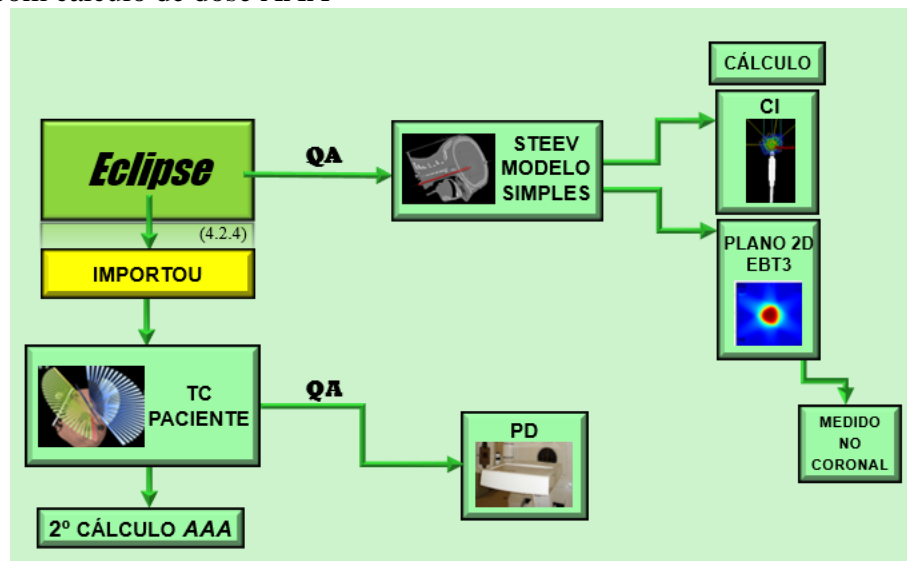
Sendo assim, esses planos com arcos dinâmicos foram exportados do TPS *iPlan*® RT com cálculo de dose PB (Figura 82) e importados para o TPS *Eclipse*® que possui cálculo de dose AAA (Figura 83), ambos com grade de cálculo de 1 mm, e então foram gerados o cálculo paralelo (igualmente como no QA da técnica de campos estáticos), o PD e o agendamento da imagem. Nesta fase, o Departamento agregava ao sistema de planejamento *Eclipse*® uma nova versão de algoritmo de cálculo AAA, a versão 15.1, podendo esta etapa do estudo participar da validação da versão atualizada do algoritmo. Com os dados registrados e aptos para serem executados no *ARIA* o método de irradiação ocorreu em forma de etapas, almejando o método de execução e análise sequenciados, para proporcionar a verificação imediata de qualquer parte da etapa que possa vir a falha ou ser capaz de implementar uma melhoria. Primeiramente, foi feita a prática no acelerador linear de todos os PD's agendados, e consecutivamente a análise de destes (Quadro 5).

Figura 82 - Fluxograma para exportar os planos com arcos dinâmicos do TPS *iPlan® RT*, com cálculo de dose PB



Fonte: A autora, 2018.

Figura 83 - Fluxograma para importar os planos com arcos dinâmicos para o TPS *Eclipse®*, com cálculo de dose AAA



Fonte: A autora, 2018.

Quadro 5 – Planilha de execução para a dosimetria dos planos RC com *Portal Dosimetry*

CONTROLE DOS PDs		
------------------	--	--

Caso Nº	DATA	IRRADIAÇÃO
		PD
1	27/02/2018	Ok
2	27/02/2018	Ok
3	27/02/2018	Ok
4	27/02/2018	Ok
5	28/02/2018	Ok
6	27/02/2018	Ok
7	28/02/2018	Ok
8	27/02/2018	Ok
9	27/02/2018	Ok
10	27/02/2018	Ok

Caso Nº	DATA	ANÁLISE
		PD
1	28/02/2018	Ok
2	28/02/2018	Ok
3	28/02/2018	Ok
4	28/02/2018	Ok
5	28/02/2018	Ok
6	28/02/2018	Ok
7	01/03/2018	Ok
8	28/02/2018	Ok
9	28/02/2018	Ok
10	28/02/2018	Ok

Nota: Casos ordenados por volume da lesão.
Fonte: A autora, 2018.

Os PD's foram mensurados através do próprio *EPID* do acelerador linear *Novalis® Tx*. Por meio de reunião de protocolo, o controle da qualidade dos *EPID's* dos AL's do Departamento são executados conjuntamente com a dosimetria mensal da máquinas. Haja vista que o uso de imagens obtidas em painel plano baseados em Silício amorfo está se tornando cada vez mais popular e o seu uso para fins de dosimetria requer o conhecimento de suas características físicas básicas, como por exemplo, a curva de dose-resposta, a reprodutibilidade do sinal, a sua dependência com a temperatura, a taxa de dose e a

dependência direcional. Os resultados dessas medidas mostram que esses sistemas possuem boa resposta linear, embora precisem de uma correção relativamente frequente para compensar a dispersão de luz no detector, que é dependente da posição. (54)

Igualmente foi realizada a irradiação dos casos clínicos com a CI e suas medidas foram registradas em planilhas próprias de QA para posterior análise comparativa com as medidas do filme radiocrômico (Quadro 6).

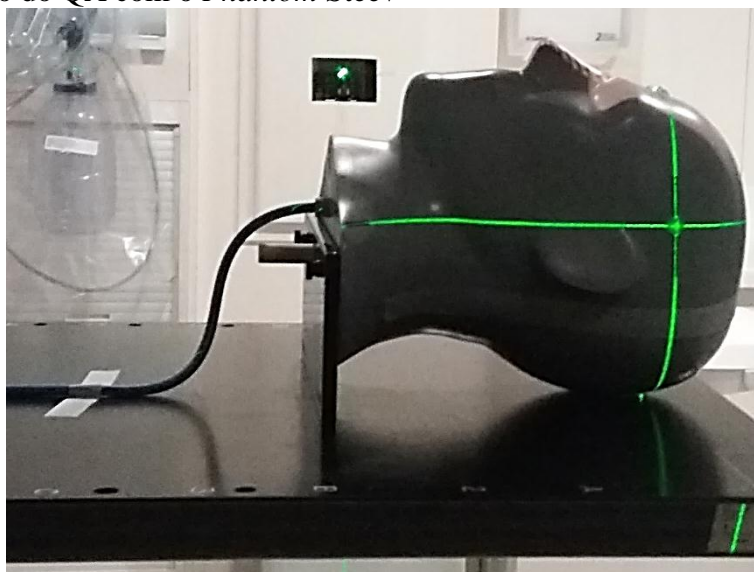
Quadro 6 – Planilha de execução para a dosimetria dos planos RC com câmara de ionização

CONTROLE DOS CI's		
<u>Caso Nº</u>	DATA	IRRADIAÇÃO
		CI
1	01/03/2018	Ok
2	01/03/2018	Ok
3	01/03/2018	Ok
4	01/03/2018	Ok
5	01/03/2018	Ok
6	01/03/2018	Ok
7	01/03/2018	Ok
8	01/03/2018	Ok
9	01/03/2018	Ok
10	01/03/2018	Ok

Nota: Casos ordenados por volume da lesão.

Fonte: A autora, 2018.

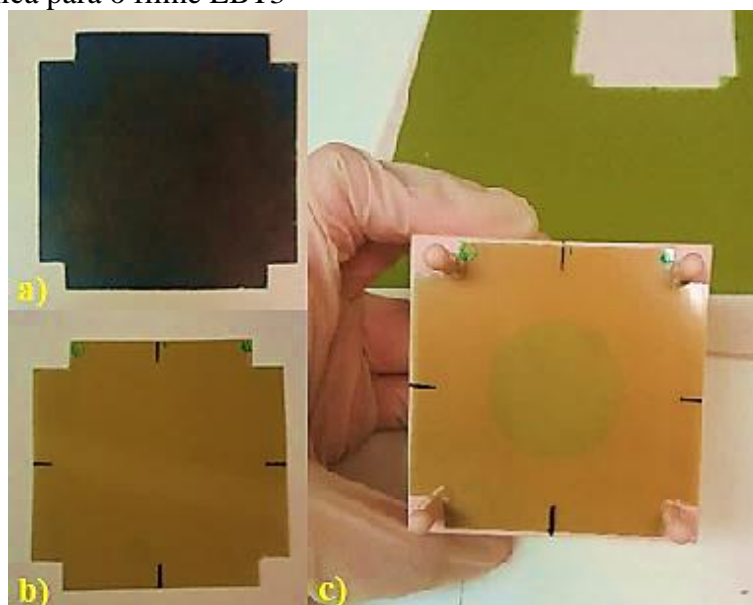
Por meio de verificação prévia, foi observado que o conjunto dosimétrico encontrava-se devidamente calibrado apresentando o prazo correto de validade de calibração estabelecido em norma como o período de 2 anos. Como ideia principal da implementação do QA paciente específico para a nova técnica de radiocirurgia do Departamento, o desafio seria execução de um QA simples, rápido e eficaz. Sendo assim, os planos com as CI's foram executados com Steev livre sobre a mesa de tratamento do linac, alinhando os fiduciais do *Phantom* com os *lasers* da sala de tratamento, a CI devidamente posicionada no inserto do fantoma e fixada com fita crepe para evitar novamente possíveis movimentações e inclusões de erros nas medidas coletas (Figura 84).

Figura 84 – Execução do QA com o *Phantom Steev*

Fonte: A autora, 2018.

Antes de iniciar a irradiação com o filme radiocrômico foi observado o melhor método para esta etapa. Igualmente a CI, também era almejado um *setup* rápido de reproduzir. Desse modo também foi optado pela utilização do *Phantom Steev* livre sobre a mesa no linac e alinhado com os *lasers* da sala, com o inserto cúbico de dosimetria tecido equivalente cérebro com encaixe central para acomodação do filme radiocrômico. Para ser possível a utilização desse inserto, foi criada uma técnica própria para o filme EBT3, também visando a digitalização e o desempenho do mesmo nos *scanners*. De acordo com o formato do inserto foi desenvolvido um modelo (do inglês, *template*) que reproduzisse o posicionamento do filme no interior do inserto (Figura 85).

Figura 85 – Técnica para o filme EBT3



Legenda: a) *Template* para corte do filme radiocrômico a ser posicionado no inserto cúbico. b) Filme radiocrômico para o inserto cúbico contendo as identificações. c) Filme radiocrômico posicionado no inserto cúbico de dosimetria tecido equivalente cérebro do *Phantom Steev*.

Fonte: A autora, 2018.

No inserto cúbico, assim como o molde, o filme radiocrômico e o *template*, foram inseridas marcas de alinhamento traçadas com régua calibrada (Figura 86). Essas marcas possuem o objetivo de minimizar possíveis rotações no posicionamento do filme radiocrômico durante o corte do filme, no encaixe do filme no *template* e na acomodação do filme no inserto.

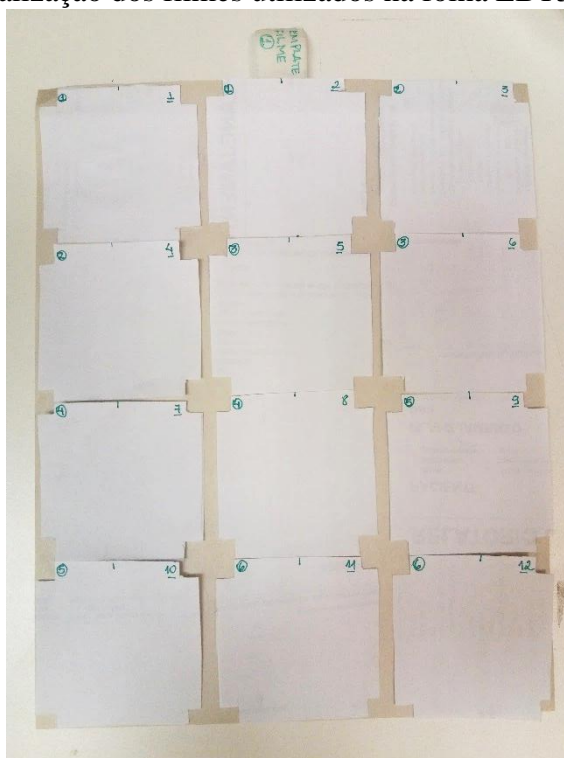
Figura 86 – Técnica para alinhamento do filme radiocrômico com o inserto cúbico para dosimetria com filme



Fonte: A autora, 2018.

Para todo o estudo foram utilizadas duas folhas de filmes radiocrômicos *Gafchromic*® modelo EBT3, elas foram cortadas para cada caso clínico possuir dois filmes adaptado ao inserto cúbico, um real e um extra. Esses filmes ao serem cortados das folhas de filmes radiocrômicos foram identificados através de um *template* (Figura 87) de acordo com a sua localização na mesma para avaliar se o posicionamento do recorte influenciaria na leitura obtida com os *scanners*.

Figura 87 – *Template* de localização dos filmes utilizados na folha EBT3

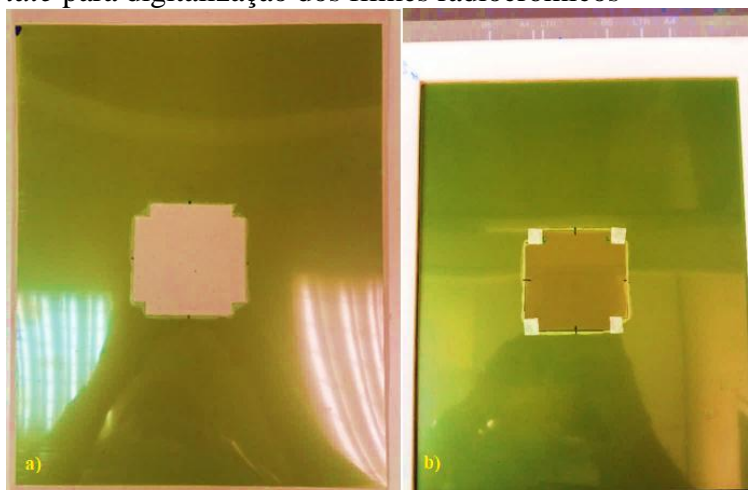


Nota: A numeração para identificação foi demarcada nos posicionamentos dos *templates* e nos recortes dos filmes para o inserto cúbico, proporcionando uma consulta posterior. Os números foram escritos com caneta permanente e com o tamanho da numeração menor possível para não contaminar o filme durante o *scanner* e durante a análise gama.

Fonte: A autora, 2018.

Em uma outra folha de filme EBT3 de um lote já aberto e utilizado anteriormente foi recortado um *template* para fixar os filmes radiocrômicos do inserto cúbico e proporcionar melhor precisão na digitalização (Figura 88). Tanto para o *scanner* do BG antes da irradiação do filme no AL como para o *scanner* da leitura do filme irradiado como o respectivo plano. Os filmes pertencentes ao inserto cúbico foram anexados ao *template* com fita crepe com o tamanho o menor possível para não influenciar posteriormente na análise gama.

Figura 88 – *Template* para digitalização dos filmes radiocrômicos



Legenda: a) *Template* sem o recorte do filme para o inserto cúbico. b) *Template* com recorte do filme para o inserto cúbico fixado com fita crepe.

Nota: O *template*, o filme e as digitalizadoras possuem marcações para determinar o correto posicionamento do filme durante os processos, sendo executado de igual forma.

Fonte: A autora, 2018.

Desse modo, para as medidas com o filme radiocrômico, como mencionado anteriormente, foram utilizados dois digitalizadores pertencentes a Instituição: o *Scanner Epson Expression 11000XL®* e o *DosimetryPro Advantage Scanner Vidar®*. A leitura para registro do BG do filme apenas foi necessária para os filmes digitalizados com o *Scanner Epson*.

Paralelamente ao estudo foi desenvolvido um *Software* por Santos W de Dosimetria Multicanal especialmente para o *Scanner Epson*, onde nesta fase os casos clínicos que seriam analisados no digitalizador padrão do Departamento (*Scanner Vidar*), através do *Software OmniPro I'mRT®*, também foram analisados no *Scanner Epson* através do *Software Dosimetria Multicanal*. Sendo assim, o estudo participou diretamente da validação do novo *Software* de análise dosimétrica.

Todos as folhas dos filmes irradiados pertenciam a mesma caixa a qual denominados de lote de fabricação. Desse lote é extraído um dos filmes pertencentes ao mesmo e é reproduzida a curva de calibração. A curva de calibração do lote em questão foi realizada para o *Software OmniPro I'mRT®* e para o *Software Dosimetria Multicanal*.

Após a irradiação em única etapa dos casos clínicos todos os filmes foram “lidos” após o prazo de 24h da irradiação seguindo um protocolo de de duas leituras de cada filme para cada *scanner*. As digitalizações também ocorreram em uma única etapa para os dois *scanners*. Para realizar a digitalização com o *Scanner Epson*, foi criado um método próprio, com um

template desenvolvido por Santos W com uma orientação predefinida da posição conforme a ilustração abaixo (Figura 89).

Figura 89 – Digitalização dos filmes radiocrômicos no *Scanner Epson*

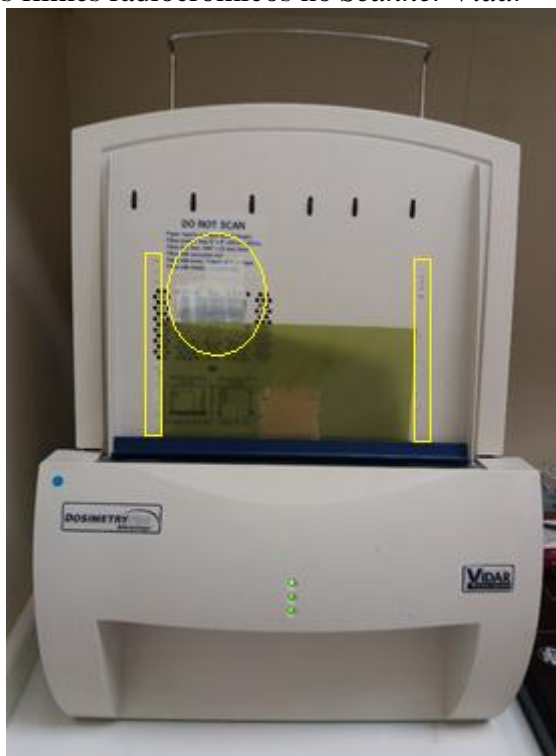


Legenda: a) *Template* para digitalização dos filmes radiocrômicos no *Scanner Epson*. b) Utilização do *template* na digitalização dos filmes irradiados.

Fonte: A autora, 2018.

A digitalização com o *Scanner Vidar* é realizada através de um método padrão desenvolvido anteriormente ao estudo pelo Departamento (Figura 90).

Figura 90 – Digitalização dos filmes radiocrômicos no *Scanner Vidar*



Nota: Os retângulos presentes na imagem representam a marcações que auxiliam o alinhamento do filme no *scanner*. A elipse representa a oclusão do *roll* de condução do filme para a “leitura”.

Fonte: A autora, 2018.

É observado que o *Scanner Vidar* possui algumas marcações, estas são destinadas para auxiliar o executor da digitalização do filme radiocrômico no posicionamento mais correto o possível através do alinhamento do filme no *scanner*. Também é observado que o Departamento optou pela oclusão do *roll* do *scanner*, que auxilia a movimentar o filme durante o processo da digitalização, pois foi observado que este item apresentava influencia sobre os resultados dosimétricos da análise gama.

Para finalizar a etapa do filme EBT3 (Quadro 7) foi realizada a análise gama das duas exposições dos 10 casos, totalizando 20 filmes e 40 leituras (2 para cada filme), exclusivamente com o *Software OmniPro I'mRT®* devido ao fato do *Software Dosimetria Multicanal* se encontrar em fase de desenvolvimento para resultados gama.

Quadro 7 – Planilha de execução para a dosimetria dos planos filmes radiocrômicos

CONTROLE DOS FILMES			
Caso Nº	DATA	IRRADIAÇÃO	
		Filme	
1	05/03/2018	Ok	
2	05/03/2018	Ok	
3	05/03/2018	Ok	
4	05/03/2018	Ok	
5	05/03/2018	Ok	
6	05/03/2018	Ok	
7	05/03/2018	Ok	
8	05/03/2018	Ok	
9	05/03/2018	Ok	
10	05/03/2018	Ok	
Caso Nº	DATA	SCAN	
		Vidar	Epson
1	05/06/2018	Ok	Ok
2	05/06/2018	Ok	Ok
3	05/06/2018	Ok	Ok
4	05/06/2018	Ok	Ok
5	05/06/2018	Ok	Ok
6	05/06/2018	Ok	Ok
7	05/06/2018	Ok	Ok
8	05/06/2018	Ok	Ok
9	05/06/2018	Ok	Ok
10	05/06/2018	Ok	Ok

Caso Nº	DATA	ANÁLISE	
		Vidar	Epson
1	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
2	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
3	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
4	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
5	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
6	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
7	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
8	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
9	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok
10	7/5/2018 e 11/3	Ok	Ok

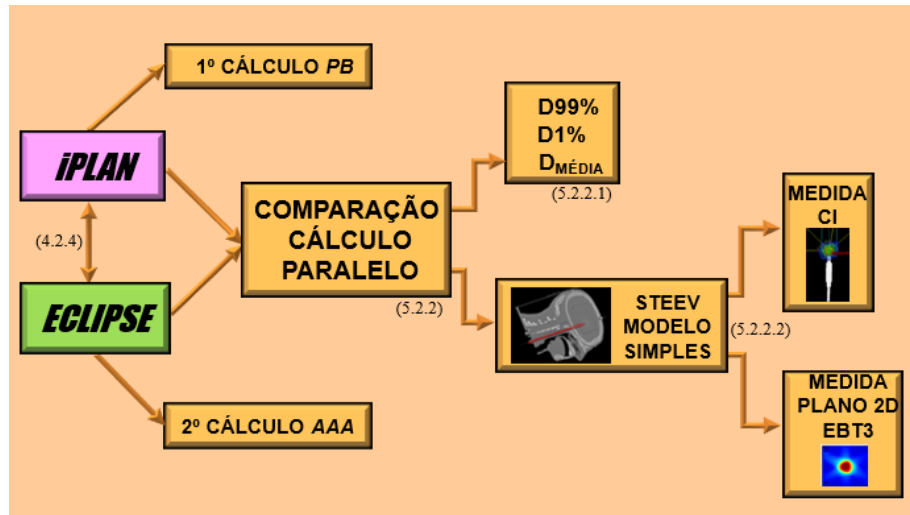
Nota: Casos ordenados por volume da lesão.

Fonte: A Autora, 2018.

Os resultados do controle da qualidade com o *Portal Dosimetry*, a câmara de ionização e, a análise do filme radiocrômico com o *Scanner Vidar* e o *Scanner Epson* para a validação da técnica será apresentado em uma planilha final.

Ao final da validação da técnica de arco dinâmico, foi realizado um QA no *Software Eclipse®* para a validação do mesmo. Para este QA, a TC do *Phantom Steev*, juntamente com o plano “ProntoQA” foram exportados do *Software iPlan® RT*. Nesta última fase são gerados os QA’s com a CI e o plano 2D, através do plano “ProntoQA” e, posteriormente o PD. Com os casos clínicos ordenados de acordo com o volume da lesão (em cm³), em ordem crescente, são analisados os parâmetros dosimétricos D99%, $D_{média}$, D1%, dos no TPS *iPlan® RT*, no plano exportado para o TPS *Eclipse®* e no cálculo paralelo (Figura 91).

Figura 91 – Validação do TPS *Eclipse®* com cálculo paralelo



Fonte: A autora, 2018.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Teste *End-to-end*

5.1.1 Teste Geométrico

Para o teste geométrico foram realizados dois testes: o teste Winston-Lutz e o teste esfera oculta. O teste esfera oculta é composto por duas análises: BBCentral e BBDeslocada. Os testes foram repetidos sob as mesmas condições em 3 dias diferentes e os seus dados foram tabelados (Quadros 8, 9 e 10).

Na análise do teste Winston-Lutz foi utilizado o *Software AzFr®*. Para os valores de ângulos de *gantry* e mesa pré-definidos pelo *Software* foi obtido o desvio entre as posições do alvo (esfera) esperada e medida em cada imagem.

Na análise do teste esfera oculta foi utilizado o *Software Pylinac®*. Os dados do teste foram gerados por meio do modo *Winston-Lutz Analysis* através de imagens Dicom para analisar os desvios das BBCentral e BBDeslocada. A análise do teste é gerada automaticamente por meio de gráficos que demonstram os desvios das coordenadas x, y e z, ou seja, a decomposição dos vetores.

A partir dos valores gerados nos testes W-L e esfera oculta foram calculados os valores de RMS, e plotados os histogramas (Gráficos 2, 3 e 4) com a frequência dos desvios das coordenadas para os respectivos dias de análise. Para estas análises as coordenadas x, y e z representam o valor do desvio decomposto e o valor RMS (*Root Mean Square*) será o módulo do vetor, ou seja, o comprimento do desvio.

Para o teste W-L e esfera oculta todos os valores de RMS para os ângulos ortogonais foram calculados. No teste esfera oculta, o *Software* de análise fornece diretamente os valores RMS para os ângulos de *gantry* não ortogonais (45°, 135°, 225°, 315°). Porém, em uma única incidência não ortogonal, com *gantry* 135° e mesa 45°, o *Software Pylinac®* falhou na análise do desvio devido a sobreposição das BB's na imagem. Sendo assim, foi realizada a análise manual no modo *Offline Review* do *Software Eclipse®*.

Quadro 8 – Dados para o primeiro dia do teste Winston-Lutz e esfera oculta

W-L DIA 1						Esfera oculta DIA 1 BBCentral						Esfera oculta DIA 1 BBDeslocada					
Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)	Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)	Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)
0	0	-0,67	0,30	–	0,7	0	0	1,12	-0,25	–	1,2	0	0	0,25	-0,25	–	0,4
90	0	-0,26	–	0,28	0,4	90	0	0,56	–	0,01	0,6	90	0	-0,20	–	0,01	0,2
180	0	0,15	0,06	–	0,2	180	0	0,25	0,50	–	0,3	180	0	-0,60	0,20	–	0,6
270	0	-0,25	–	-0,05	0,3	270	0	0,75	–	-0,20	0,8	270	0	-0,05	–	-0,20	0,2
0	90	-0,37	-0,04	–	0,4	0	90	0,75	0,38	–	0,8	0	90	0,63	-0,50	–	0,8
0	270	-0,83	0,19	–	0,9	0	270	0,75	-0,56	–	0,9	0	270	0,88	0,31	–	0,9
						45	315				0,9	45	315				0,4
						135	135				0,5	225	45				0,3
						225	45				0,9	315	45				0,4
						315	45				0,9	135	45				0,7

Fonte: A autora, 2018.

Quadro 9 – Dados para o segundo dia do teste Winston-Lutz e esfera oculta

W-L DIA 2						Esfera oculta DIA 2 BBCentral						Esfera Oculta DIA 2 BBDeslocada					
Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)	Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)	Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)
0	0	0,07	0,46	–	0,5	0	0	1,00	-0,38	–	1,1	0	0	0,31	-0,38	–	0,5
90	0	-0,03	–	0,26	0,3	90	0	0,50	–	-0,06	0,5	90	0	-0,30	–	0,00	0,3
180	0	0,35	-0,11	–	0,4	180	0	0,25	0,38	–	0,5	180	0	-0,50	0,20	–	0,5
270	0	-0,03	–	-0,08	0,1	270	0	0,62	–	-0,38	0,7	270	0	-0,10	–	-0,40	0,4
0	90	-0,56	-0,03	–	0,6	0	90	0,63	0,38	–	0,7	0	90	0,81	-0,50	–	1,0
0	270	-0,76	0,38	–	0,8	0	270	0,88	-0,05	–	1,0	0	270	0,75	0,25	–	0,8
						45	315				0,8	45	315				0,2
						225	46				0,7	225	46				0,3
						315	45				0,8	315	46				0,2
						135	45				0,4	135	45				0,3

Fonte: A autora, 2018.

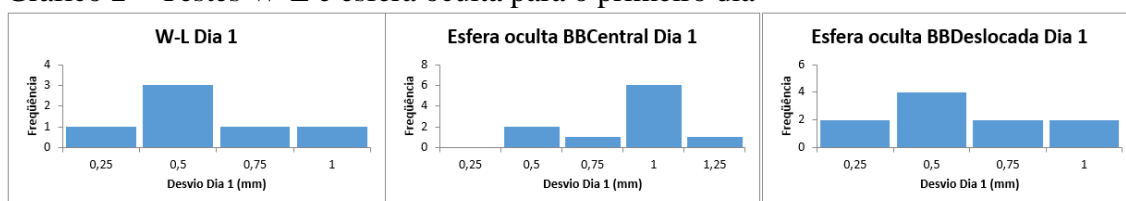
Quadro 10 – Dados para o terceiro dia do teste Winston-Lutz e esfera oculta

W-L DIA 3						Esfera oculta DIA 3 BBCentral						Esfera oculta DIA 3 BBDeslocada					
Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)	Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)	Gantry (°)	Mesa (°)	(Z) mm	(X) mm	(Y) mm	RMS (mm)
0	0	-0,54	0,42	–	0,7	0	0	0,70	-0,05	–	0,7	0	0	0,31	-0,13	0,1	0,3
90	0	-0,22	–	0,24	0,3	90	0	0,20	–	0,0	0,2	90	0	-0,15	–	–	0,2
180	0	0,20	0,07	–	0,2	180	0	-0,10	0,60	–	0,6	180	0	-0,40	0,50	-0,15	0,6
270	0	-0,23	–	-0,03	0,2	270	0	0,40	–	-0,35	0,5	270	0	0,10	–	–	0,2
0	90	-0,62	0,16	–	0,6	0	90	0,65	0,10	–	0,7	0	90	0,69	0,00	–	0,7
0	270	-0,83	0,16	–	0,8	0	270	0,90	-0,20	–	0,9	0	270	1,06	-0,38	–	1,1
						45	135				1,0	45	135				1,0
						135	315				0,2	135	315				0,2
						225	45				0,5	225	45				0,5
						315	45				0,5	315	45				0,5

Fonte: A autora, 2018.

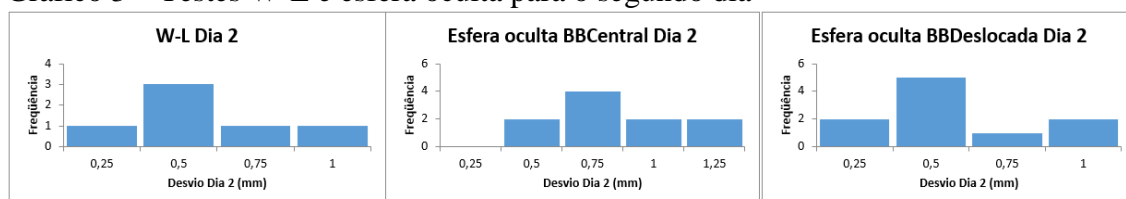
Conforme os dados apresentados acima, as variações do teste W-L e esfera oculta ocorreram mais significativamente na coordenada z. Esta análise pode estar relacionada com o valor do corte tomográfico de 1 mm, ocasionando uma pior precisão em definir a esfera.

Gráfico 2 – Testes W-L e esfera oculta para o primeiro dia



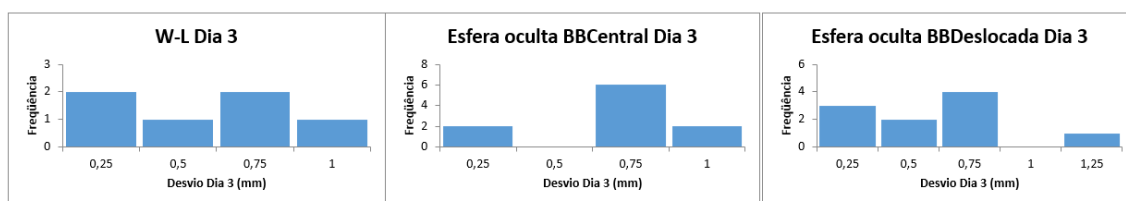
Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 3 – Testes W-L e esfera oculta para o segundo dia



Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 4 – Testes W-L e esfera oculta para o terceiro dia



Fonte: A autora, 2018.

Quadro 11 – Análise da frequência dos desvios para os testes Winston-Lutz e esfera oculta

Análise da frequência dos desvios					
W-L		Esfera Oculta BBCentral		Esfera oculta BBDeslocada	
Desvio (mm)	Frequência	Desvio (mm)	Frequência	Desvio (mm)	Frequência
0,1	1	0,2	2	0,2	7
0,2	3	0,3	1	0,3	5
0,3	3	0,4	1	0,4	5
0,4	3	0,5	6	0,5	2
0,5	1	0,6	2	0,6	3
0,6	2	0,7	5	0,7	3
0,7	2	0,8	4	0,8	2
0,8	2	0,9	5	0,9	1
0,9	1	1	2	1	1
—	—	1,1	1	1,1	1
—	—	1,2	1	—	—

Fonte: A autora, 2018.

Conforme o Quadro 11, podemos analisar que para o teste W-L os desvios com maior frequência são 0,2 mm, 0,3 mm e 0,4 mm. Para o teste esfera oculta BBCentral o desvio com maior frequência é 0,5 mm. Para o teste esfera oculta BBDeslocada, o desvio com maior frequência é 0,2 mm. Esses dados não apresentam aproximações, demonstram os valores reais obtidos nos testes, quando comparados aos valores aproximados dos gráficos 2, 3 e 4.

Quadro 12 – Análise do maior desvio, desvio médio e desvio padrão, em mm

	W-L			Esfera oculta BBCentral			Esfera oculta BBDeslocada		
	Dia 1	Dia 2	Dia 3	Dia 1	Dia 2	Dia 3	Dia 1	Dia 2	Dia 3
Maior Desvio (mm)	0,9	0,8	0,8	1,2	1,1	1,0	0,9	1,0	1,1
Desvio Médio (mm)	0,22	0,19	0,23	0,20	0,17	0,18	0,22	0,19	0,25
Desvio Padrão (mm)	0,27	0,26	0,27	0,25	0,22	0,25	0,25	0,25	0,31

Fonte: A autora, 2018.

De acordo com o Quadro 12, o maior desvio observado no teste geométrico é de 1,2 mm. Este desvio ocorreu no primeiro dia de análise do teste esfera oculta BBCentral para o ângulo de gantry 0° e na posição de mesa 0°.

Segundo o TG 104 da AAPM, *The Role of in-Room K_v X Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization*, pode-se obter uma precisão de $\pm 0,5$ mm na localização do isocentro caso o sistema esteja calibrado. O TG 142 da AAPM, *Quality Assurance of Medical Accelerators*, recomenda um desvio $\leq 2,00$ mm para tratamentos convencionais e ≤ 1 mm caso se realize radiocirurgia intracranial (SRS) ou corpórea (SBRT).

5.1.2 Teste Dosimétrico

O teste dosimétrico foi realizado com o *Phantom Steev*. A dosimetria do teste foi dividida em: dosimetria absoluta e dosimetria bi-dimensional. A dosimetria absoluta é composta pela análise na câmara de ionização *Pinpoint*. A dosimetria bi-dimensional é composta pela análise do filme radiocrômico EBT3. A análise do filme EBT3 foi realizada

para os *scanners DosimetryPro Advantage® Vidar* e *Epson 11000XL®*. Os valores obtidos para o teste dosimétrico são demonstrados no Quadro 13.

Quadro 13 – Dados do teste dosimétrico para a CI Pinpoint, o filme EBT3 e o *Portal Dosimetry*

Dosimetria Absoluta		
Câmara de Ionização <i>Pinpoint</i>		
Medida (Gy)	Cálculo (Gy)	Dif (%)
20,90	21,19	-1,4

Dosimetria Bi-Dimensional (Função Gama) EBT3					
Filme (Vidar)			Filme (Epson)		
Critério (% , mm)	Tipo de análise	Resultado	Critério (% , mm)	Tipo de análise	Resultado
3%, 1 mm	Normalizado pela CI	96,61%	3%, 1 mm	Normalizado pela CI	100%
<i>Portal Dosimetry</i>					
Tipo de análise	1° Arc Dyn	2° Arc Dyn	3° Arc Dyn	4° Arc Dyn	5° Arc Dyn
Absoluta	100,00%	100,00%	99,70%	100,00%	100,00%

Fonte: A autora, 2018.

A exposição indicada pela câmara de ionização foi convertida em dose e comparada àquela prevista pelo sistema de planejamento.

A dosimetria bi-dimensional foi analisada através da função gama (γ), avaliando a porcentagem de pontos que respeitam os critérios de 3% de diferença de dose e 1 mm de distância para concordância. Este critério de análise γ é definido pelo usuário. Sendo assim, foi optado por tal valor pois a técnica de radiocirurgia apresenta doses elevadas com uma única fração e exige alta precisão, principalmente geométrica, na entrega da dose.

A função gama é uma ferramenta adotada para a comparação entre as distribuições de dose medida e planejada. Ela combina diferença de dose – importante em regiões de baixo gradiente – e distância para concordância – importante em regiões de alto gradiente – em uma análise simultânea e quantitativa do grau de concordância entre o que foi planejado e o que foi medido. (55)

Os tipos de análises para a distribuição de dose para as medidas realizadas com o filme radiocrômicos utilizados neste estudo foram absoluta e normalizada pela CI. Na análise absoluta com o filme, é inserida a curva de calibração para converção da medida ADC para o

valor de dose. Na análise normalizada pela CI, além da curva de calibração, foi gerada uma região de interesse no filme aproximadamente igual a região do volume sensível da mesma. Para essa região foi atribuído o valor medido pela câmara de ionização.

O tipo de análise preferencial foi a absoluta, porém em algumas análises com filmes que não apresentavam valores satisfatórios foi utilizado a normalização pela CI. Esse segundo método de análise foi utilizado pois as medidas absolutas com os filmes radiocrômicos são difíceis de realizar na rotina clínica devido a variáveis que devem ser controladas, como por exemplo a variação de película para película no mesmo lote de fabricação.

De acordo com os valores obtidos para o teste dosimétrico com câmara de ionização *Pinpoint*, o filme radiográfico EBT3 e o *Portal Dosimetry*, podemos avaliar que há boa concordância entre a distribuição de dose medida e a planejada com os critérios adotados.

5.2 Análise comparativa dos planos estáticos e dinâmicos

De acordo com a metodologia proposta para planejamento com a técnica arcos dinâmicos (descrita da seção 4.2.2.2) os parâmetros dos planejamentos obtidos para os casos clínicos do estudo são apresentados no Quadro 14.

Quadro 14 – Parâmetros obtidos nos planejamentos de campos estáticos e arco dinâmico

Casos	Volume da lesão (cm ³)	Prescrição (Gy)	Parâmetros de planejamento Campos Estáticos		Parâmetros de planejamento Arco Dinâmico
			<i>nº de campos</i>	<i>nº de mesas</i>	<i>nº de arcos</i>
1	0,33	24	23	4	4
2	0,65	18	24	4	5
3	0,74	24	22	4	3
4	1,83	24	20	4	4
5	2,76	18	14	3	4
6	5,16	15	16	3	4
7	7,46	17	14	4	4
8	9,75	17	14	3	3
9	11,9	16	13	3	4
10	20,03	14	12	3	2

Fonte: A autora, 2018.

5.2.1 Comparação da técnica e da distribuição de dose (DVH)

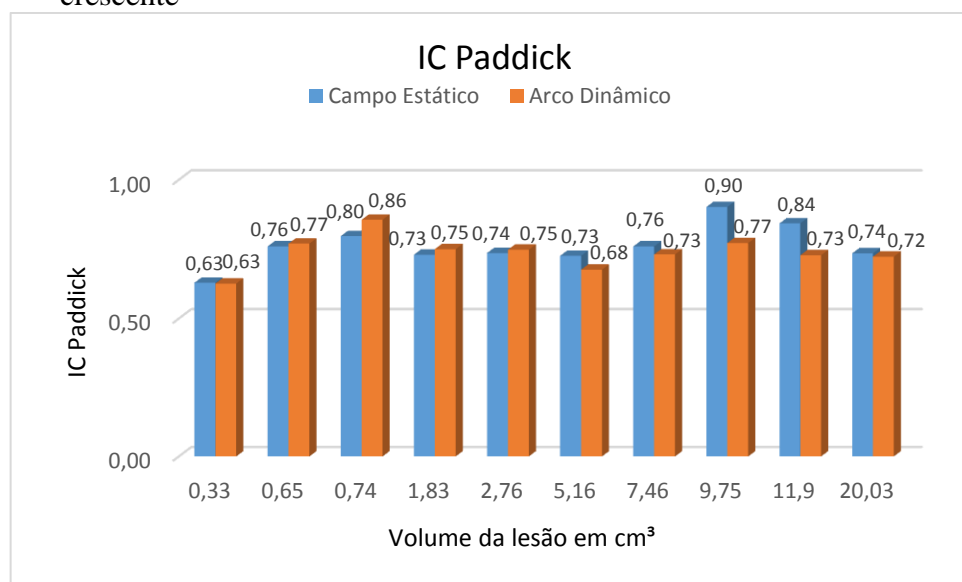
Para qualificar os planejamentos radiocirúrgicos foram utilizados os seguintes parâmetros: Índices de Conformidade Paddick e RTOG, e de Homogeneidade. Estes valores podem ser observados para a técnica campos estáticos e arcos dinâmicos, conforme os Quadros 15, 16 e 17, respectivamente (em ordem crescente do volume da lesão).

Quadro 15 – Dados para o Índice de Conformidade Paddick

	IC Paddick										Média
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10	
Volume da Lesão (cm ³)	0,33	0,65	0,74	1,83	2,76	5,16	7,46	9,75	11,9	20,03	
Campo Estático	0,63	0,76	0,80	0,73	0,74	0,73	0,76	0,90	0,84	0,74	0,76
Arco Dinâmico	0,63	0,77	0,86	0,75	0,75	0,68	0,73	0,77	0,73	0,72	0,74
Dif (%)	-0,00	1,32	7,40	2,74	1,63	-6,89	-3,82	-14,41	-13,64	-1,63	-2,78

Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 5 – Valores do Índice de Conformidade (IC) Paddick pelo volume da lesão, em ordem crescente



Fonte: A autora, 2018.

Com o Gráfico 5 podemos observar que o IC Paddick para as lesões menores apresenta semelhança entre as duas técnicas e uma aparente diferença nas lesões maiores.

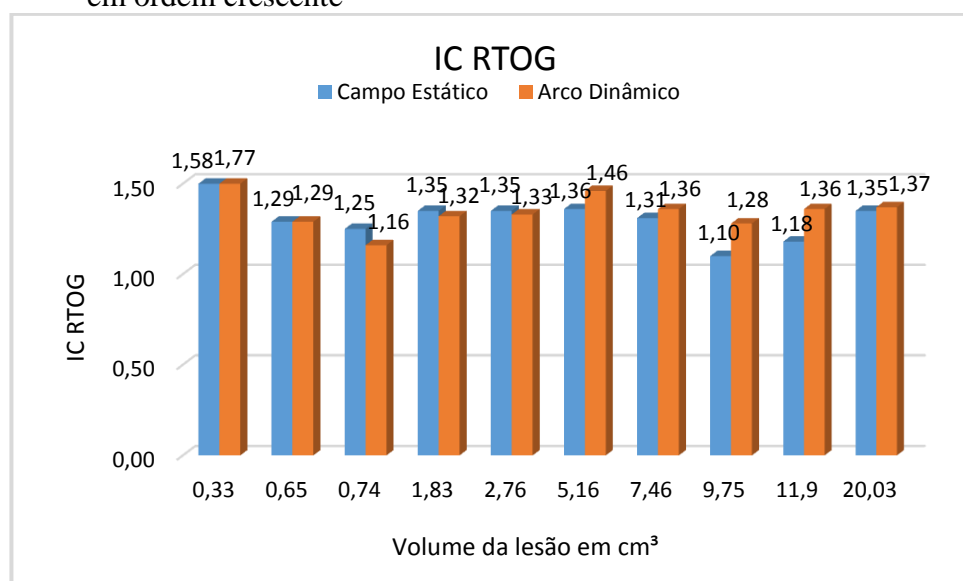
Também é notório que na conformação de lesões menores o arco dinâmico apresenta índices ligeiramente melhores, o contrário é observado para as lesões maiores.

Quadro 16 – Dados para o Índice de Conformidade RTOG

	IC RTOG										Médias
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10	
Volume da Lesão (cm ³)	0,33	0,65	0,74	1,83	2,76	5,16	7,46	9,75	11,9	20,03	
Campo Estático	1,58	1,29	1,25	1,35	1,35	1,36	1,31	1,10	1,18	1,35	1,31
Arco Dinâmico	1,77	1,29	1,16	1,32	1,33	1,46	1,36	1,28	1,36	1,37	1,37
Dif (%)	12,03	0,00	-7,20	-2,22	-1,48	7,35	3,82	16,36	15,25	1,48	4,54

Fonte: A Autora, 2018.

Gráfico 6 – Valores do Índice de Conformidade (IC) RTOG pelo volume da lesão, em ordem crescente



Fonte: A autora, 2018.

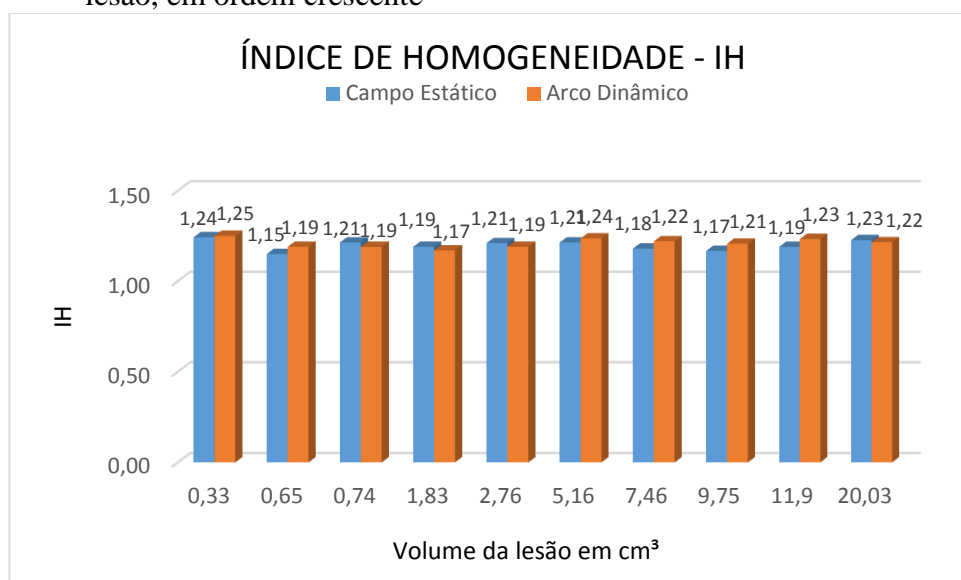
Conforme o Índice de Conformidade RTOG, para os dados demonstrados no Gráfico 6, as técnicas estudadas demonstram uma relação de semelhança significativa.

Quadro 17 – Dados para o Índice de Homogeneidade (IH)

	IH									
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
Volume da Lesão (cm ³)	0,33	0,65	0,74	1,83	2,76	5,16	7,46	9,75	11,9	20,03
Campo Estático	1,24	1,15	1,21	1,19	1,21	1,21	1,18	1,17	1,19	1,23
Arco Dinâmico	1,25	1,19	1,19	1,17	1,19	1,24	1,22	1,21	1,23	1,22
Dif (%)	0,64	3,48	-2,06	-1,68	-1,65	1,81	3,39	3,43	3,61	-0,90

Fonte: A Autora, 2018.

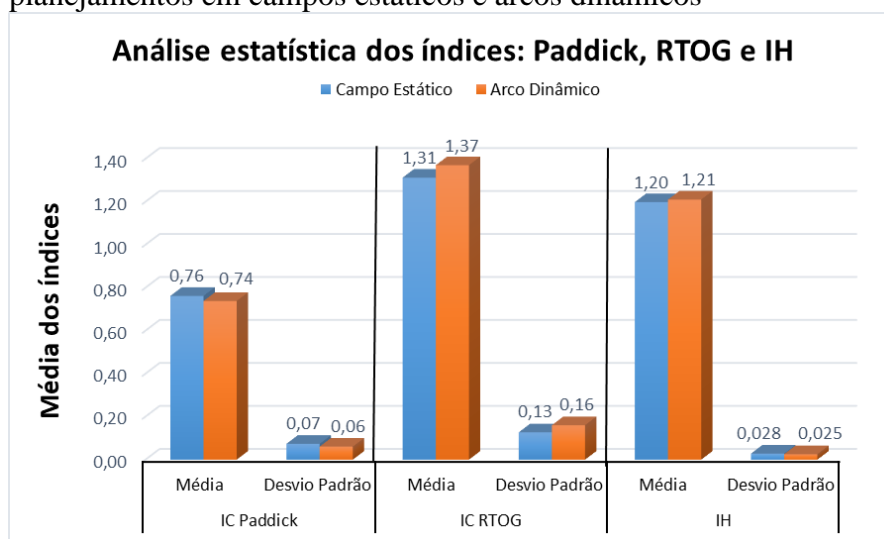
Gráfico 7 – Valores do Índice de Conformidade de Homogeneidade (IH) pelo volume da lesão, em ordem crescente



Fonte: A autora, 2018.

Os valores que são apresentados no Gráfico 7 demonstram a equiparidade do valor do índice de Homogeneidade para as técnicas.

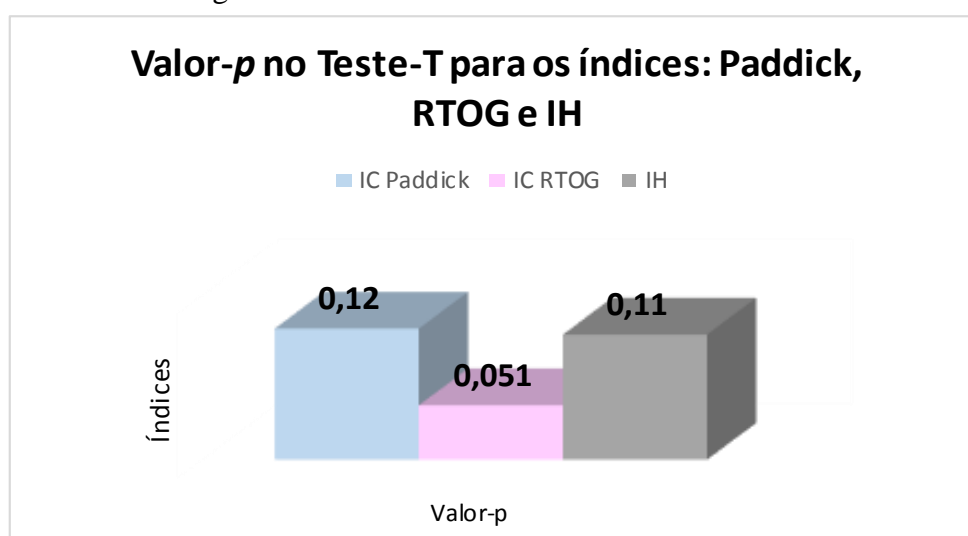
Gráfico 8 – Análise estatística do Índices Paddick, RTOG e Homogeneidade para os planejamentos em campos estáticos e arcos dinâmicos



Fonte: A autora, 2018.

A estatística dos índices demonstra uma avaliação geral dos dados. No Gráfico 8 podemos perceber com clareza a correlação entre as técnicas através do desvio padrão amostral. Os valores obtidos para os respectivos desvios padrões dos índices demonstram a relação de igualdade entre as médias.

Gráfico 9 – Análise do Valor- p no Teste-T para médias pelo valor dos Índices Paddick, RTOG e Homogeneidade



Fonte: A autora, 2018.

O Teste-T foi utilizado para estabelecer uma análise comparativa dos Índices de Conformidade. Na prática, o Teste-T foi justificado pela população dos 10 (N) casos clínicos da presente amostra em estudo, que irá caracterizar a distribuição t , pois os graus de liberdade na estimativa do desvio são inferiores a 30. Adotando 9 graus de liberdade ($N-1$), nível de confiança 95%, $t = 2,26$ e $\alpha = 0,05$ (5%), obtivemos 0% na hipótese da diferença da média, 12% para o valor- p Paddick, 5% para o valor- p RTOG e 11% para o valor- p IH.

Conforme os valores- p obtidos, ou seja, $p \geq 5\%$, podemos demonstrar com argumentos estatísticos que a técnica proposta se encontra dentro do nível de confiança (95%) podendo ser utilizada.

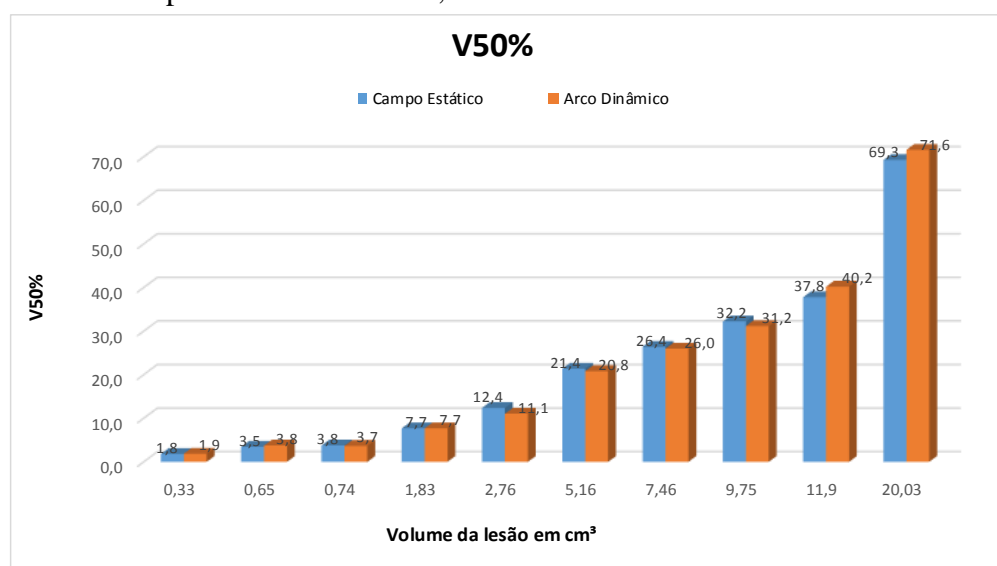
Os Quadros 18 e 19 demonstram o valor de tecido normal (NTV) que recebem 50% e 80% da dose de prescrição. Conforme pode ser observado nos Gráficos 17 e 18, esses valores aumentam com o volume da lesão.

Quadro 18 – Dados para o volume que recebe 50% da dose de prescrição (V50%)

	V50%									
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
Volume da Lesão (cm ³)	0,33	0,65	0,74	1,83	2,76	5,16	7,46	9,75	11,9	20,03
Campo Estático	1,8	3,5	3,8	7,7	12,4	21,4	26,4	32,2	37,8	69,3
Arco Dinâmico	1,9	3,8	3,7	7,7	11,1	20,8	26,0	31,2	40,2	71,6
Dif (%)	3,10	8,96	-2,77	0,00	-10,55	-2,58	-1,58	-3,33	6,46	3,37

Fonte: A Autora, 2018.

Gráfico 10 – V50% pelo volume da lesão, em ordem crescente



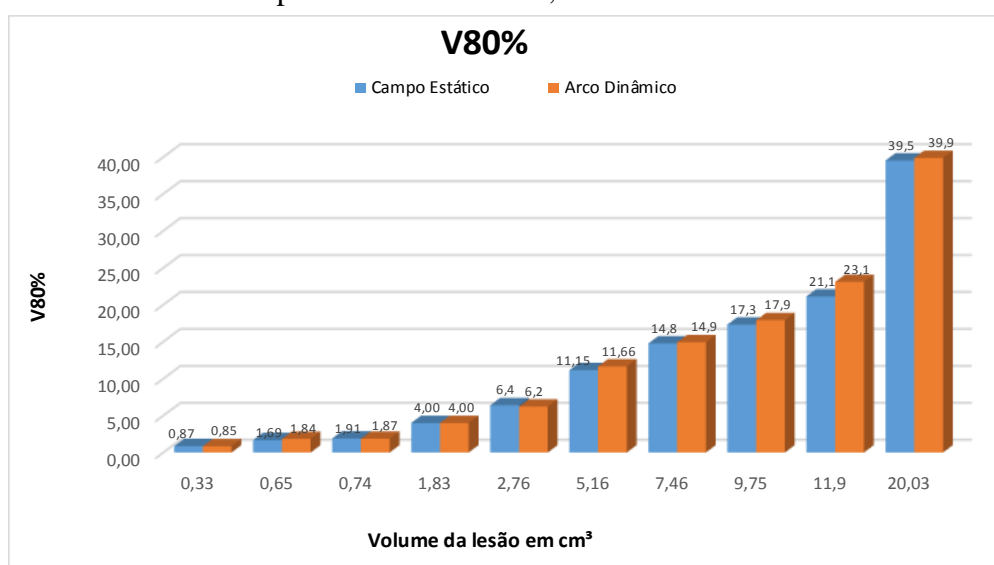
Fonte: A autora, 2018.

Quadro 19 – Dados para o volume que recebe 80% da dose de prescrição (V80%)

	V80%									
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
Volume da Lesão (cm ³)	0,33	0,65	0,74	1,83	2,76	5,16	7,46	9,75	11,9	20,03
Campo Estático	0,87	1,69	1,91	4,00	6,4	11,15	14,8	17,3	21,1	39,5
Arco Dinâmico	0,85	1,84	1,87	4,00	6,2	11,66	14,9	17,9	23,1	39,9
Dif (%)	-2,75	8,88	-2,09	0,00	-2,88	4,52	1,03	3,46	9,31	0,87

Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 11 – V80% pelo volume da lesão, em ordem crescente



Fonte: A autora, 2018.

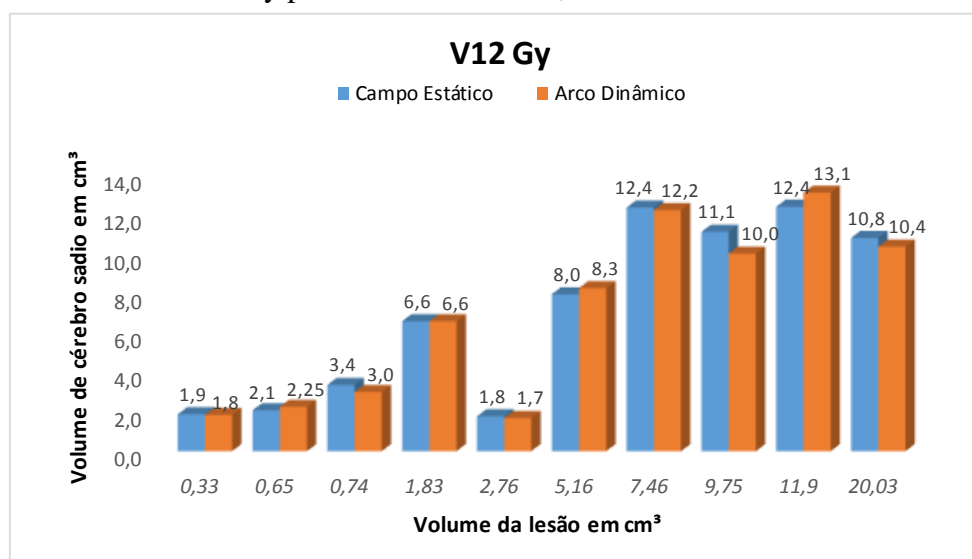
Para V12 Gy, ou seja, o volume de cérebro sadio que recebe 12 Gy, podemos observar que o mesmo se torna mais relevante para lesões que apresentam maior volume. Esses valores foram analisados através da subtração do volume do GTV do volume do cérebro sadio. Os dados são demonstrados no Quadro 24 e no Gráfico 24.

Quadro 20 – Dados para o volume de cérebro sadio que recebe 12 Gy (V12 Gy)

	Volume _{sadio} (cm ³)									
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
Volume da Lesão (cm ³)	0,33	0,65	0,74	1,83	2,76	5,16	7,46	9,75	11,9	20,03
Campo Estático	1,9	2,1	3,4	6,6	1,8	8,0	12,4	11,1	12,4	10,8
Arco Dinâmico	1,8	2,25	3,0	6,6	1,7	8,3	12,2	10,0	13,1	10,4
Dif (%)	-1,71	8,70	-10,71	0,00	-4,98	3,92	-1,03	-9,98	5,73	-4,07

Fonte: A autora, 2018.

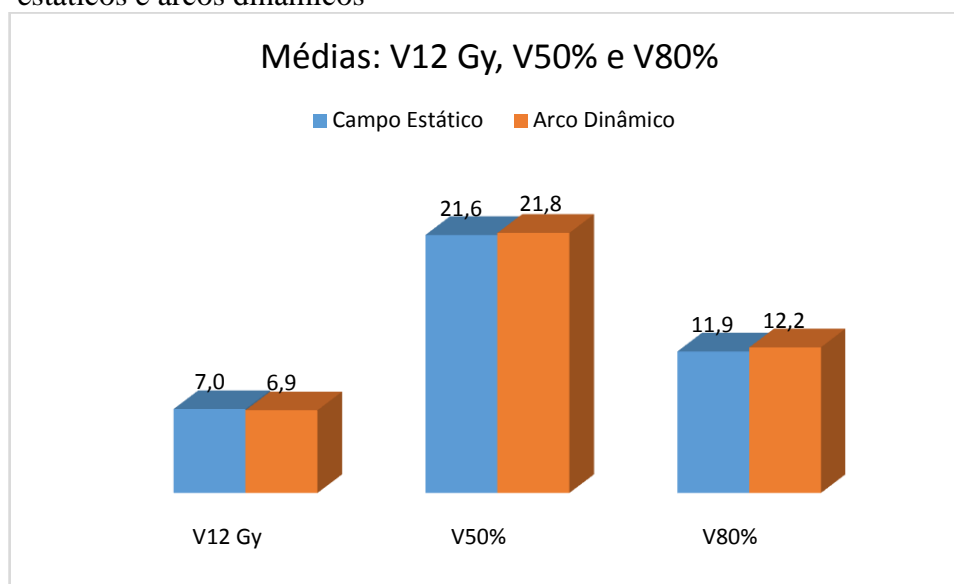
Gráfico 12 – V12 Gy pelo volume da lesão, em ordem crescente



Fonte: A autora, 2018.

A análise das médias dos valores para V12 Gy, V50% e V80% (Gráfico 13) demonstra a semelhança dosimétrica entre as técnicas campos estáticos e arcos dinâmicos. Assim como os demais dados observados, estes valores foram analisados em função do volume da lesão.

Gráfico 13 – Médias dos valores V12 Gy, V50% e V80% para os planejamentos em campos estáticos e arcos dinâmicos



Fonte: A autora, 2018.

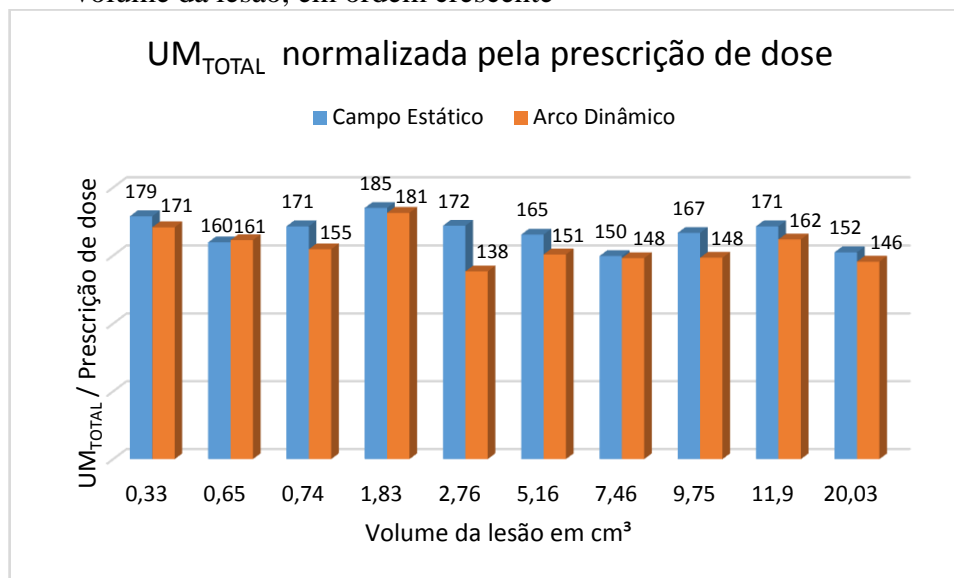
O Quadro 21 apresenta os valores totais de unidade monitor obtidos com as técnicas em análise. Podemos observar o valor total de UM para cada tratamento, assim como o valor total de UM normalizado pela prescrição de dose.

Quadro 21 – Dados para a unidade monitor (UM)

	UM									
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
UM s/ Norm. Campo Estático	4293	2874	4115	4439	3094	2480	2543	2833	2743	2133
UM s/ Norm. Arco Dinâmico	4098	2903	3710	4352	2489	2262	2517	2522	2589	2037
Volume da Lesão (cm ³)	0,33	0,65	0,74	1,83	2,76	5,16	7,46	9,75	11,9	20,03
Campo Estático	179	160	171	185	172	165	150	167	171	152
Arco Dinâmico	171	161	155	181	138	151	148	148	162	146
Prescrição (Gy)	24	18	24	24	18	15	17	17	16	14

Fonte: A autora, 2018.

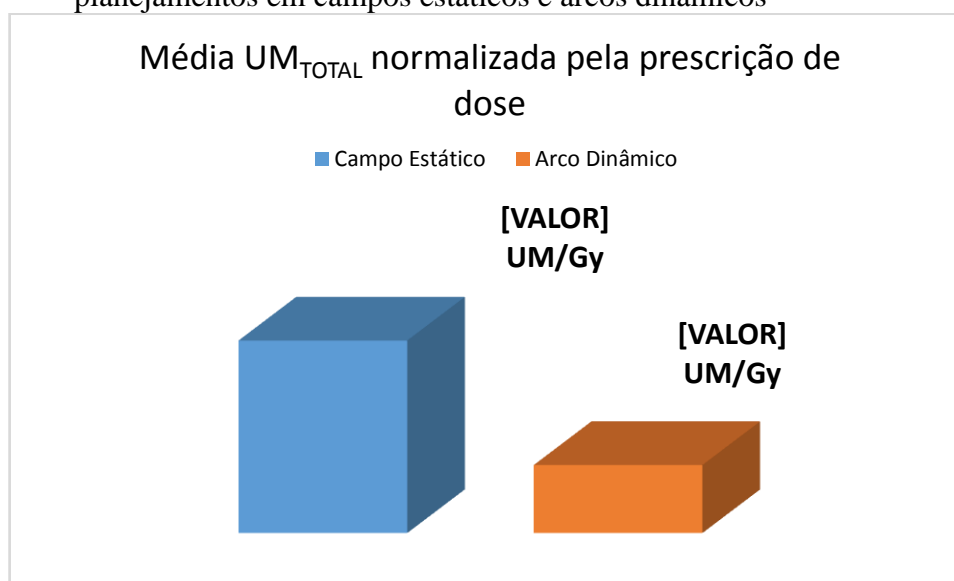
Gráfico 14 – Unidade monitor total normalizada pela prescrição de dose pelo volume da lesão, em ordem crescente



Fonte: A autora, 2018.

Como pode ser verificado nos Gráficos 14 e 15, os tratamentos com arcos dinâmicos utilizam uma menor quantidade de UM total para realizar radiocirurgia, comparado com os tratamentos realizados com campos estáticos.

Gráfico 15 – Média da unidade monitor total normalizada pela prescrição de dose para os planejamentos em campos estáticos e arcos dinâmicos



Fonte: A autora, 2018.

5.2.2 Validação da técnica de arco dinâmico

5.2.2.1 Cálculo Paralelo

O cálculo paralelo foi realizado com o objetivo de comparar os valores de dose obtidos com arcos dinâmicos para o TPS que os planejamentos foram executados (*iPlan*® RT) e o TPS o qual foram exportados (*Eclipse*®). Para esta análise são observados para o PTV os parâmetros dosimétricos D99%, D1% e D_{média}, em Gy. Esses dados são demonstrados no Quadro 22, que também fornece a prescrição de dose para cada caso, assim como relaciona a diferença percentual (%) de dose entre os TPS's *iPlan*® RT e *Eclipse*®.

No Quadro 22 os parâmetros para a coluna "*iPlan*® RT" correspondem ao cálculo de dose do plano no TPS *iPlan*® RT. A coluna "Plano exportado" corresponde ao plano calculado no TPS *iPlan*® RT, transferido para o TPS *Eclipse*®, onde foi realizada a leitura dos valores de dose (sem recalculá-lo no *Eclipse*®). Durante a etapa de exportação do plano do TPS *iPlan*® RT para o *Eclipse*®, a dose "sofre" uma reamostragem, o que justifica a diferença dos valores observados entre essas duas colunas. A coluna "*Eclipse*®" corresponde ao plano que foi exportado para o TPS *Eclipse*® e calculado com o algoritmo AAA 15.1, utilizando a unidade monitor fixa que foi obtida inicialmente pelo TPS *iPlan*® RT. A coluna "Dif (%)" corresponde a diferença percentual entre o cálculo de dose no TPS *iPlan*® RT e o cálculo de dose no TPS *Eclipse*®.

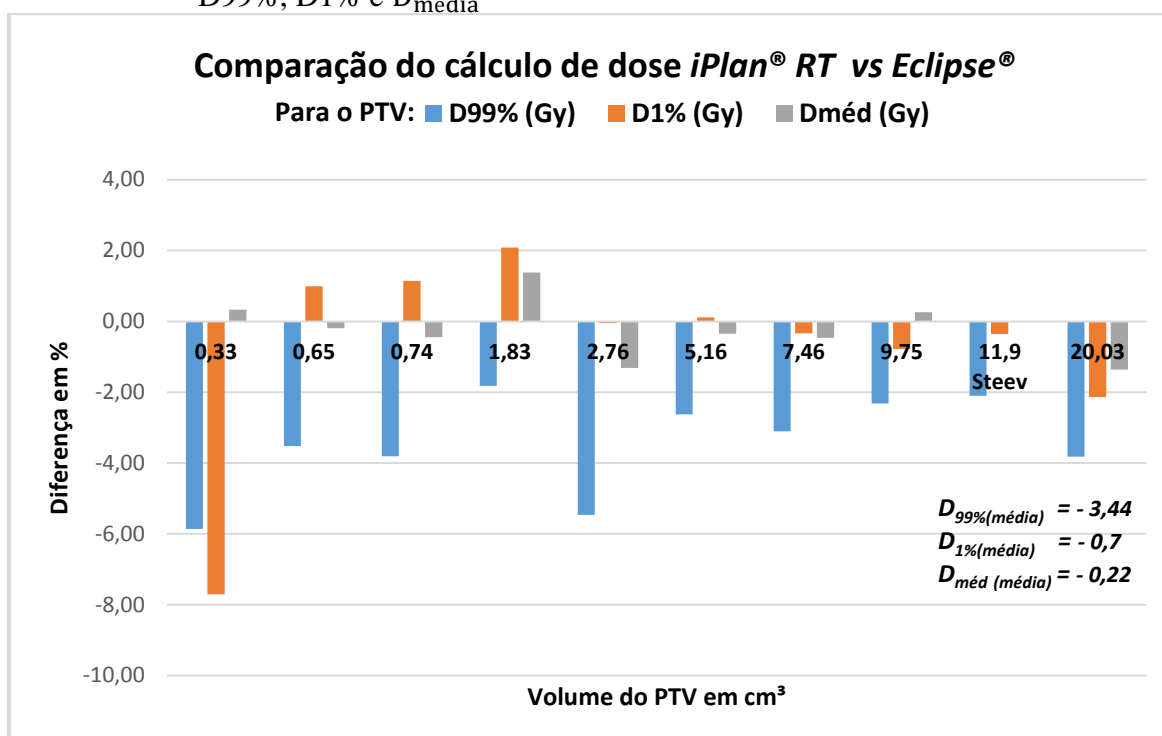
Quadro 22 – Cálculo paralelo dos planejamentos em arco dinâmico do TPS *iPlan® RT* no TPS *Eclipse®* através do D99%, D1% e $D_{média}$, em Gy

V (cm ³)	Prescrição (Gy)	D99% (Gy)				D1% (Gy)				D _{média} (Gy)			
		<i>iPlan®RT</i>	Plano exportado	<i>Eclipse®</i>	Dif (%)	<i>iPlan®RT</i>	Plano exportado	<i>Eclipse®</i>	Dif (%)	<i>iPlan®RT</i>	Plano exportado	<i>Eclipse®</i>	Dif (%)
0,33	24	23,76	24,63	25,24	-5,86	26,96	29,91	29,21	-7,70	27,59	27,60	27,50	0,33
0,65	18	17,82	18,09	18,47	-3,52	21,37	21,36	21,16	0,99	20,15	20,17	20,19	-0,20
0,74	24	23,76	24,42	24,70	-3,81	28,4	28,39	28,08	1,14	26,59	26,71	26,71	-0,45
1,83	24	23,76	24,13	24,20	-1,82	27,96	27,95	27,39	2,08	26,53	26,52	26,17	1,38
2,76	18	17,82	18,10	18,85	-5,46	21,35	21,39	21,36	-0,05	20,21	20,25	20,48	-1,32
5,16	15	14,85	15,00	15,25	-2,62	18,41	18,40	18,39	0,11	17,10	17,11	17,16	-0,35
7,46	17	16,87	17,17	17,41	-3,10	20,68	20,68	20,75	-0,34	19,35	19,36	19,44	-0,46
9,75	17	16,83	17,05	17,23	-2,32	20,42	20,42	20,58	-0,78	19,35	19,21	19,3	0,26
11,90	16	15,84	16,07	16,18	-2,10	19,59	19,58	19,66	-0,36	18,34	18,36	18,34	0,00
20,03	14	13,86	14,14	14,41	-3,82	16,93	16,92	17,3	-2,14	16,00	16,00	16,22	-1,36
Médias					-3,44				-0,70				-0,22

Fonte: A autora, 2018.

O *Eclipse®* apresenta uma dose para o plano maior que o *iPlan® RT*. Esta ocorrência pode ser devido a diferença na grade de cálculo entre os TPS's. A grade de cálculo do *iPlan® RT* é de 2,0 mm, porém ocorre um ajuste amostral de acordo com o tamanho da lesão, podendo ser inferior a 1 mm. A grade de cálculo do *Eclipse®*, para este estudo, foi ajustada com o valor, que é fixo, de 1 mm.

Gráfico 16 – Cálculo paralelo para validação do TPS *Eclipse*® através do D99%, D1% e D_{média}



Fonte: A autora, 2018.

O Gráfico 16 resume a validação paralela do *Eclipse*® para a versão 15.1 através da comparação do cálculo de dose para o PTV do TPS *iPlan*® RT com o *Eclipse*®.

Neste gráfico é possível observar que a D_{média} encontra-se coerente entre os planos. É possível verificar também que para lesões muito pequenas o D99% e D1% apresenta maior diferença.

De acordo com o comportamento global dos valores plotados no gráfico, é observado que possuem uma tendência sistemática entre os dois sistemas de planejamento para os valores observados em D99%.

5.2.2.2 Avaliação dosimétrica

5.2.2.3 Comparação dos sistemas de planejamento *iPlan*® RT e *Eclipse*®

5.2.2.3.1 Câmara de ionização *pinpoint*

O Quadro 23 apresenta a comparação do cálculo de dose para os dois sistemas de planejamento utilizados (*iPlan*® RT e *Eclipse*®) com a medida realizada com a câmara de ionização *pinpoint*. De acordo com os valores apresentados abaixo, podemos observar que, para o cálculo de dose na câmara de ionização, o *iPlan*® RT apresenta um valor ligeiramente maior quando comparado ao *Eclipse*®. Os valores descritos na coluna “*Dif (%) Eclipse*®” e “*Dif (%) iPlan*® RT” representam a diferença percentual entre o cálculo de dose nos sistemas de planejamento em questão com a medida realizada com a câmara de ionização. Esses valores demonstram boa concordância entre a medida e o cálculo nos dois sistemas de planejamento, com as diferenças obtidas < 3%.

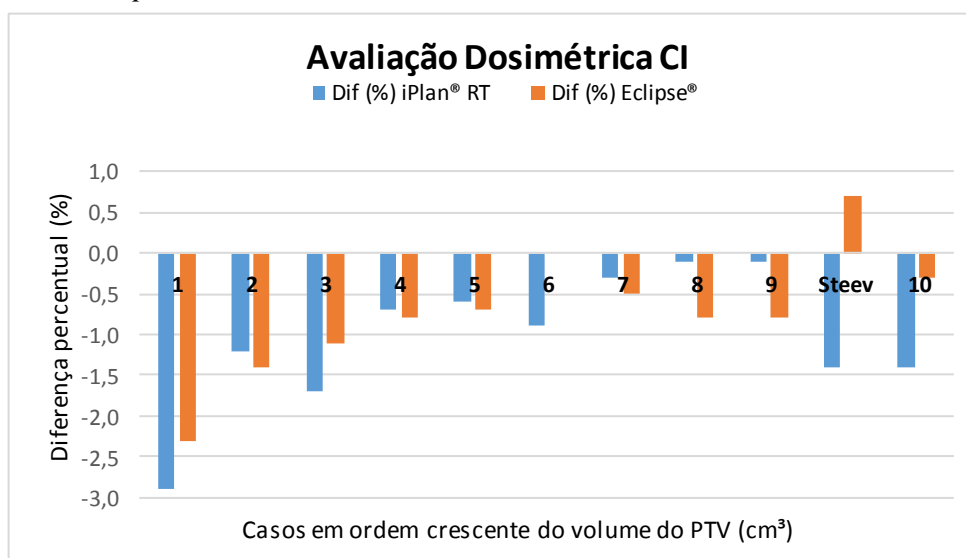
Quadro 23 – Avaliação dosimétrica através da câmara de ionização *pinpoint*

			Dosimetria Absoluta				
			Câmara de Ionização <i>pinpoint</i>				
CASO	Nº arcos	V (cm³)	Medida (Gy)	Cálculo <i>iPlan</i> ® RT (Gy)	<i>Dif (%) iPlan</i> ® RT	Cálculo <i>Eclipse</i> ® (Gy)	<i>Dif (%) Eclipse</i> ®
1	4	0,33	24,51	25,24	-2,9	23,94	-2,3
2	4	0,65	19,14	19,38	-1,2	18,87	-1,4
3	3	0,74	24,20	24,61	-1,7	23,94	-1,1
4	4	1,83	29,34	29,54	-0,7	29,11	-0,8
5	4	2,76	17,24	17,35	-0,6	17,12	-0,7
6	4	5,16	16,10	16,24	-0,9	16,09	0,0
7	5	7,46	18,19	18,24	-0,3	18,10	-0,5
8	3	9,75	18,28	18,29	-0,1	18,13	-0,8
9	4	11,90	18,88	18,91	-0,1	18,74	-0,8
Steev	5	14,18	20,90	21,19	-1,4	21,04	0,7
10	2	20,03	14,30	14,50	-1,4	14,26	-0,3
Médias					1,0		0,7

Fonte: A autora, 2018.

Uma variação de dose total aceitável, na comparação entre as medidas realizadas, de forma a comparar a dose no volume sensível da CI com a soma dos campos do TPS, deve ser menor que 5% e, para campos individuais, aceita-se até 8%. (2)

Gráfico 17 – Avaliação dosimétrica através da CI *Pinpoint* para os TPS's *iPlan® RT* e *Eclipse®*



Fonte: A autora, 2018.

No Gráfico 17, podemos observar o comportamento entre os TPS's de modo mais analítico. Verifica-se que as medidas de dose nos TPS'S avaliados na CI e o valores da diferença percentual (%) possuem uma equiparidade significativa.

5.2.2.3.2 Filme radiocrômico EBT3

Para a dosimetria bi-dimensional foi utilizado o filme radiocrômico EBT3 com o objetivo de comparar a dose calculada pelo sistema de planejamento com a dose medida em um sistema de dosimetria planar. Os filmes foram digitalizados utilizando os scanners *DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar* e *Epson Expression 11000XL®*. Os valores obtidos foram analisados através da função gama utilizando critério 3%, 1 mm e *threshold* 15%. Os dados estão apresentados no Quadro 24 utilizando a matriz de dose do TPS *iPlan® RT*.

Quadro 24 – Avaliação dosimétrica através do filme radiocrômico para o TPS *iPlan® RT* nos *scanners DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar* e *Epson Expression 11000XL®*

				Dosimetria Bi-Dimensional (Função Gamma) <i>iPlan® RT</i>				Dif.(%)
				Filme (Vidar)		Filme (Epson)		
CASO	V (cm ³)	Critério	Threshold (%)	Tipo de análise	Resultado	Tipo de análise	Resultado	
1	0,33	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,95%	Absoluta	96,91%	-3,04
2	0,65	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	98,52%	Absoluta	98,47%	-0,05
3	0,74	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	96,96%	Normalizado CI	100,00%	3,14
4	1,83	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,98%	Normalizado CI	98,98%	-1,00
5	2,76	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	98,85%	Absoluta	99,98%	1,14
6	5,16	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,97%	Absoluta	97,61%	-2,36
7	7,46	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,59%	Absoluta	98,48%	-1,11
8	9,75	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	98,90%	Absoluta	100,00%	1,11
9	11,90	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,22%	Absoluta	98,80%	-0,42
Steev	14,18	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	96,61%	Normalizado CI	100,00%	3,51
10	20,03	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	98,40%	Normalizado CI	99,70%	1,32

Fonte: A autora, 2018.

O Quadro 24 nos demonstra a comparação dosimétrica bi-dimensional para os filmes radiocrômicos digitalizados nos *scanners DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar* e *Epson Expression 11000XL®*, utilizando a matriz de dose do TPS *iPlan® RT*. Para a análise com o filme radiocrômico com o *scanner DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar* foi mantido tipo de análise normalizado pela CI (para estabelecer uma comparação direta com os dados do quadro 25). Podemos observar que os filmes radiocrômicos digitalizados através da *Epson Expression 11000XL®* apresentam resultados ligeiramente mais satisfatórios.

O Quadro 25 demonstra o estudo de comparação dosimétrica bi-dimensional sob as mesmas condições anteriores, porém, utilizando a matriz de dose do TPS *Eclipse®* com o *scanner DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar*. Esses valores visam comparativamente demonstrar a confiabilidade do cálculo de dose dos sistemas de planejamentos.

Quadro 25 – Avaliação dosimétrica através do filme radiocrômico para o TPS *Eclipse®* nos *scannres DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar*

				Dosimetria Bi-Dimensional (Função Gamma)	
				<i>Eclipse®</i>	
				Filme (Vidar)	
CASO	V (cm ³)	Critério	Threshold (%)	Tipo de análise	Resultado
1	0,33	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,46%
2	0,65	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	98,46%
3	0,74	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	98,90%
4	1,83	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,67%
5	2,76	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	98,85%
6	5,16	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,97%
7	7,46	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,93%
8	9,75	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,51%
9	11,90	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,21%
Steev	14,18	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,71%
10	20,03	3%, 1 mm	15	Normalizado CI	99,77%

Fonte: A autora, 2018.

De acordo com os valores plotados no Quadro 25 a avaliação dosimétrica através do filme radiocrômico para o TPS *Eclipse®* nos demonstrou bons resultados na avaliação gama. Quando comparado ao TPS *iPlan® RT* utilizando o *scanner DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar*, este apresentou resultados ligeiramente mais satisfatórios.

5.2.2.3.3 Portal Dosimetry

O *Portal Dosimetry* também é um detector planar e, sendo assim foi utilizado para dosimetria bi-dimensional neste estudo. A comparação de planos foi realizada no TPS *Eclipse®* que calcula a convolução da fluência no detector, chamada de dose predita. A previsão de dose é o cálculo da dose esperada pelo sistema de planejamento. O algoritmo de previsão de dose (PDC – *Portal Dose Calculation*) é parte do sistema de planejamento *Eclipse®*, mas é um kernel independente, específico para detectores de silício amorfo. O algoritmo validado neste estudo é o PDIP 15.1.

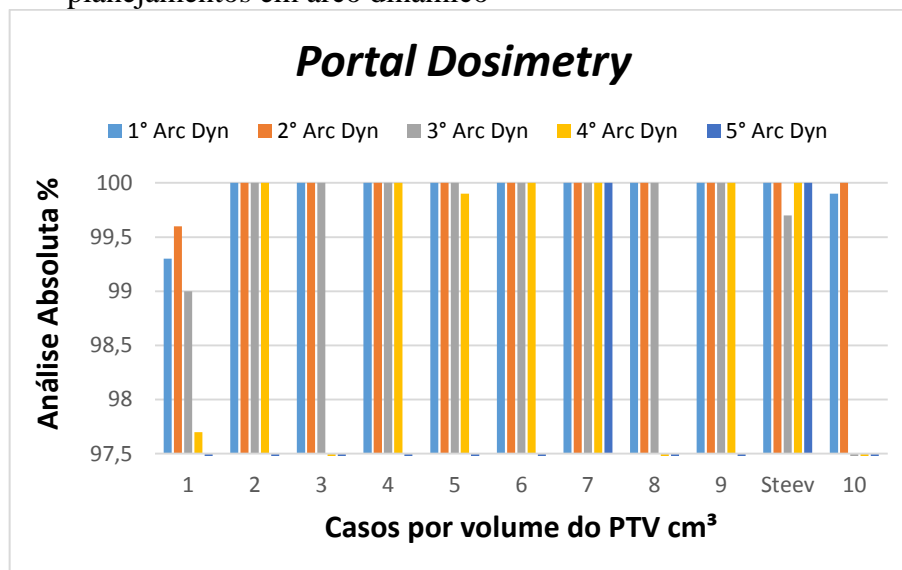
A análise quantitativa foi obtida através da função gama (γ), avaliando a porcentagem de pontos que respeitam os critérios de 3% de diferença de dose e 1 mm de distância para concordância. O valor do *threshold* utilizado foi 15%. Os valores obtidos para a γ são apresentados no Quadro 26.

Quadro 26 – Avaliação dosimétrica através do *Portal Dosimetry* para os planejamentos em arco dinâmico

CASO	Nº arcos	V (cm ³)	Portal Dosimetry						
			Critério	Tipo de análise	1° Arc Dyn	2° Arc Dyn	3° Arc Dyn	4° Arc Dyn	5° Arc Dyn
1	4	0,33	3%, 1 mm	Absoluta	98,30%	99,60%	99,00%	97,70%	–
2	4	0,65	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	–
3	3	0,74	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	–	–
4	4	1,83	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	–
5	4	2,76	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	99,90%	–
6	4	5,16	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	–
7	5	7,46	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%
8	3	9,75	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	–	–
9	4	11,90	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	–
Steev	5	14,18	3%, 1 mm	Absoluta	100,00%	100,00%	99,70%	100,00%	100,00%
10	2	20,03	3%, 1 mm	Absoluta	99,90%	100,00%	–	–	–

Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 18 – Avaliação dosimétrica através do *Portal Dosimetry* para os planejamentos em arco dinâmico



Fonte: A autora, 2018.

Para os planos analisados neste estudo, a dosimetria bi-dimensional com o PD demonstrou resultados satisfatórios para todos os arcos dinâmicos avaliados, conforme ilustra os dados do Gráfico 18.

CONCLUSÃO

Como na radiocirurgia estereotáxica são tratadas lesões de pequeno tamanho, menores que quatro centímetros, torna-se necessária a localização intracraniana da lesão de forma estereotáxica. Por tanto, é necessário a rígida fixação. O sistema de imagem IGRT permite localizar as estruturas internas do crânio, definidas no sistema de coordenadas da modalidade da imagem. Dessa forma, a localização da lesão torna-se mais precisa, e possibilita o adequado posicionamento do feixe de radiação.

A técnica de radiocirurgia empregada, incluindo a forma, a composição dos campos de irradiação e a dose prescrita, depende do volume do tumor e da tolerância do tecido cerebral normal circunjacente. Por ser um tratamento que emprega alta dose de radiação ionizante, em uma única fração e em alvos pequenos, o controle de qualidade deve ser rigoroso, e a dosimetria do aparelho (feixe de radiação) e do paciente é de fundamental importância.

A dosimetria para a radiocirurgia é complexa devido a fatores como: relação entre o tamanho do detector e as dimensões do campo de radiação; falta de equilíbrio eletrônico lateral em pequenos campos; e ainda, o detector pode perder informação, devido ao acentuado gradiente de dose. A dosimetria de campos pequenos de radiação utilizados na radiocirurgia constitui-se em um desafio devido às dimensões dos detectores normalmente usados nas medidas dos parâmetros dosimétricos destes feixes. Tais detectores devem apresentar um volume sensível suficientemente pequeno em relação ao diâmetro dos feixes de tratamento, de forma a assegurar que as condições de equilíbrio eletrônico sejam estabelecidas. Deste modo, para a dosimetria do feixe, é necessário o uso de detectores de pequenos volumes.

O planejamento da radiocirurgia deve proporcionar ferramentas para avaliar a dosimetria da configuração de tratamento proposta. A operação fundamental é a computação da dose em cada ponto intracraniano. Para feixes de fótons, os algoritmos de dose empregados nos sistemas de planejamentos utilizados neste trabalho na radiocirurgia estereotáxica levam em conta a heterogeneidade produzida pelo osso ou cavidade de ar. (6)

Foi demonstrado que o teste End-to-End em todas as suas etapas tornou viável a metodologia estabelecida, pois os desvios apresentados no teste geométrico conforme os dados dos Gráficos 2, 3 e 4, e Quadro 12 ocorreram de forma satisfatória. Assim como os resultados obtidos no teste dosimétrico com o *Phantom Steev* nas dosimetrias absoluta e bi-dimensional (analisada através da função gama) concordaram com os critérios de distribuição de dose medida e planejada, como mostra o Quadro 13.

Comparando os resultados técnicos e da distribuição de dose, a qualificação do planejamento utilizando os Índices de Conformidade Paddick, RTOG, e Homogeneidade, dados nos Gráficos 8 e 9 demonstraram equiparidade com a técnica de campos estáticos. Da mesma forma que, V50%, V80% e V12 Gy, para campos estáticos e arcos dinâmicos, demonstraram ser semelhantes (Gráfico 13). Os planejamentos que utilizam arcos dinâmicos, quando comparados à Unidade Monitor total para realizar a radiocirurgia, apresentam uma menor quantidade, em relação aos tratamentos realizados com campos estáticos (Gráfico 15).

Os resultados deste trabalho também avaliaram o cálculo paralelo dos planejamentos em arco dinâmico no TPS *iPlan® RT* e *Eclipse®* através do D99%, D1%, D_{média}, onde os sistemas demonstram equiparidade no algoritmo de cálculo de dose, sendo que o TPS *Eclipse®* apresenta resultados ligeiramente maiores (Quadro 22). Através dessa semelhança foi comprovada a validação do algoritmo AAA versão 15.1 para o departamento de radioterapia do Hospital Sírio-Libanês Unidade São Paulo (Quadro 25 e Gráfico 16).

Os resultados para a dosimetria bi-dimensinal utilizando o *Portal Dosimetry*, conforme o Quadro 26 e o Gráfico 18, apresentaram resultados satisfatórios para a técnica de radiocirurgia com arcos dinâmicos, assim como a dosimetria absoluta com a câmara de ionização *Pinpoint*, demonstrada no Quadro 23.

O *Software* de Dosimetria Multicanal analisado através da função gama, comparando os filmes radiocrômicos digitalizados no *DosimetryPro Advantage Scanner® Vidar* e no *Epson Expression 11000XL®* demonstraram valores semelhantes (Quadro 24). Dessa forma, este *Software* foi validado através dos casos clínicos do presente estudo, podendo ser agregado à rotina de CQ do Departamento.

Finalmente, a partir dos resultados obtidos, pode-se concluir que a técnica de radiocirurgia utilizando arcos dinâmicos mostrou-se eficiente, comparada à técnica de campos estáticos. Além disso, de acordo com a experiência do Departamento de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês Unidade SP, existem outros fatores, além dos relatados neste trabalho, que contribuem para a substituição da técnica, como: menos complexidade na execução do planejamento radioterápico, menor tempo para o planejamento do tratamento realizado pelo Físico, menor mobilização da equipe técnica para executar o número de mesas durante o tratamento, menor tempo de tratamento. Sendo assim, de acordo com o estudo apresentado neste trabalho, foi decidido pela aceitação da técnica e do CQ nesta validação, e atualmente, os pacientes encaminhados para a radiocirurgia possuem mais uma técnica de tratamento disponível, arcos dinâmicos.

REFERÊNCIAS

1. Maistro CEB, Nakandakari MVN, Riveiro VAB, Sales CP, Rodrigues LN. Avaliação da precisão do sistema Exactrac 6D® BrainLab do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. *Rev Bras Fís Med.* 2015;9(2):35-40.
2. Furnari L, Lopes CP, Pelosi E, Sales CP, Silva MA, Santos GR, et al. *Controle da Qualidade em Radioterapia.* São Paulo: Miró Editorial; 2012.
3. Salvajoli JV, Souhami L, Faria SL. *Radioterapia em Oncologia.* 2 ed. São Paulo.:Atheneu; 2013. x
4. Khan FM, Gibbons JP, Sperduto PW. *Treatment Planning in Radiation Oncology.* 4 ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2016. p. 454-457.
5. Alva Sánchez MS, Verificação 3D da distribuição de dose em radiocirurgia estereotáxica através de simulação Monte Carlo e dosimetria por ressonância magnética nuclear. Ribeirão Preto. Tese [Doutorado em Física Aplicada à Medicina e Biologia] – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto -USP; 2012
6. Lundgren, MSFS, Dosimetria em Radiocirurgia para tumores cerebrais. Recife. Tese [Doutorado em Tecnologias e Ciências Nucleares] – Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco; 2011.
7. Escolástico ARRC, Radiocirurgia para tratamento de MAV's encefálicas: análise do outcome resultados e complicações. Lisboa. Dissertação [Mestrado em Neurociências] – Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa; 2011.
8. Phillips MH, editor. *Physical aspects of stereotactic radiosurgery* New York: Plenum Publishing Co; 1993. p 6-17.
9. Shepard DM, Yu C, Murphy M, Bussiere MR, Bova FJ. *Treatment Planning for Stereotactic Radiosurgery.* In: Chin LS, Regine WF, editors. *Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery.* 2 ed. New York: Springer; 2008. p. 69-80.
10. Santos WM. *Contribuição ao planejamento e a dosimetria de feixes de fótons aplicados à radiocirurgia e a radioterapia estereotáxica,* Recife. Tese [Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares] – Universidade Federal de Pernambuco; 2003.
11. Dietrich S, Ford E, Pavord D, Zang J. *Practical Radiation Oncology Physics.* Philadelphia: Elsevier; 2016. p 232-37.
12. Hartmann GH, *Focussed X-Radiation: The Linear Accelerator Arc Method.* In: Phillips MH, editor. *Physical aspects of stereotactic radiosurgery* New York: Plenum Publishing Co; 1993. p 129-78.
13. Chen CC, Chapman PH, Kooy H, Loeffler JS. *Neuroimaging in Radiosurgery Treatment Planning and Follow-up Evaluation.* In: Chin LS, Regine WF, editors.

- Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery. 2 ed. New York: Springer; 2008. p. 9-21.
14. International Atomic Energy Agency. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination. Viena: International Atomic Energy Agency; 2017. Technical reports series no. 483. IAEAL 17-01121 | ISBN 978-92-0-105916-1. Sponsored by the IAEA and AAPM.
 15. Computerized Imaging Reference Systems. Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification. Norfolk: Computerized Imaging Reference Systems; 2013.
 16. Ferreira DB. Comparação do cálculo de dose com os algoritmos Analytical Anisotropic Algorithm e Pencil Beam Convolution na Patologia de Pulmão. Lisboa. Dissertação [Mestrado em Radioterapia] – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa/ Instituto Politécnico de Lisboa; 2012.
 17. Mohan R, Chui C, Lidfosky L. Differential pencil beam dose computation model for photons. *Med Phys* 1986 jan-fev; 13(1): 2-6.
 18. International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU REPORT No. 91: Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photo Beams. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements* 2014 dec; 14(2):1-152 [publicado em jul 2017].
 19. Kim S, Palta J. The Physics of Stereotactic Radiosurgery. In: Chin LS, Regine WF, editors. *Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery*. 2 ed. New York: Springer; 2008. p. 40-41.
 20. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998 oct; 1773-1829.
 21. International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU REPORT No. 83: Prescribing, Recording, and Reporting Photo-beam IMRT. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements* 2010; 10(1):1-92.
 22. Schell MC, Boya FJ, Larson DA, Leavitt DD, Lutz WR, Podgorsak EB, et al. AAPM Report No. 54: Report of Task Group 42 Radiation Therapy Committee. College Park: American Association of Physicists in Medicine; 1995. AAPM Report No. 54.
 23. Calcina CSG, Lima LP, Rubo RA, Ferraz E, Almeida A. Análises de protocolos teleterápicos de controle de qualidade de alguns serviços locais, baseados no TG40 e ARCAL XXX. *Radiol Bras* 2002; 35(1):31-40.
 24. Lopes CP, Nakandakari MV, Acessórios e técnicas de alta tecnologia, In: Furnari L, Lopes CP, Pelosi E, Sales CP, Silva MA, Santos GR, et al. *Controle da Qualidade em Radioterapia*. São Paulo: Miró Editorial; 2012. p. 148-206.

25. Watanabe EY. Avaliação do Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal “Portal Dosimetry” no Controle de Qualidade de Radioterapia de Intensidade Modulada. São Paulo. Dissertação [Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações] – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/USP; 2010.
26. Posicionamento e Controle do Alvo [internet]. Munich: Brainlab [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em <https://www.brainlab.com/bp/produtos-de-radiocirurgia/crnio/posicionamento-e-controle-de-alvo/>
27. Ma L, Murphy M, Designing, Building and Installing a Stereotactic Radiosurgery Unit. In: Chin LS, Regine WF, editors. Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery. 2 ed. New York: Springer; 2008. p. 94.
28. De Salles AAF, Gorgulho A, Agazaryan N, Slotman B, Selch M, Burwick AJ, et al. Shaped Beam Radiosurgery: State of the Art. Los Angeles: Springer; 2011. p. 26-39.
29. Batista CF. Comissioning de um sistema de planimetria computadorizado de Monte Carlo comercial para Radioterapia. Lisboa. Dissertação [Mestrado em Engenharia Biomédica] – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa; 2010.
30. Mayles WPM, Lake R, McKenzie EM, Macaulay HM, Morgan HM, Jordan TJ, et al. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 1999.
31. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT Report of the IMRT: subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Med Phys 2003 Aug; 30(3): 2089-115.
32. Steev Stereotactic end-to-end verification phantom patient: model 038 [internet]. Norfolk: © 2018 Computerized Imaging Reference Systems, Inc. [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: <http://www.cirsinc.com/products/all/104/steev-stereotactic-end-to-end-verification-phantom-patient/>
33. SOMATON Definition AS: Configuration Overview [internet]. Erlangen: Siemens Healthcare Diagnósticos S.A. © 2018. [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: <https://www.healthcare.siemens.com.br/computed-tomography/single-source-ct/somatom-definition-as/technical-specifications>
34. Varian Medical Systems and BranLAB join Forces to Introduce Novalis Tx® - the World’s Most Powerful and Versatile Stereotactic Radiosurgery System [internet]. Palo Alto: Varian Medical Systems Inc. [atualizado em 18 set 2007, acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: <https://www.varian.com/news/varian-medical-systems-and-brainlab-join-forces-introduce-novalis-tx-worlds-most-powerful-and>
35. Varian True Beam – First impression [internet]. New York: Sudentas. [atualizado em 28 aug 2010, acessado em 28 abr 2018]. Disponível em: <http://sudentas.com/physics/varian>

36. Kim J, Wen N, Jin JY, Walls N, Kim S, Li H, et al. : Clinical commissioning and use of the Novalis Tx linear accelerator for SRS and SBRT. *J Appl Clin Med Phys* 2012 may; 13(3): 124-51.
37. ExacTrac X-Ray: monitoramento de paciente de alta precisão [internet]. Munich: BrainLab [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: <https://www.brainlab.com/bp/produtos-deradiocirurgia/exactrac/>
38. Luvizotto J. Caracterização do filme radiocrômico Gafchromic modelo EBT3 para uso em Braquiterapia. São Paulo, Dissertação [Mestrado em Ciências na Área de tecnologia Nuclear – Reatores] – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/USP; 2015.
39. Calibração de termohigrômetro [internet]. São Paulo: Intermetro Serviços Especiais LTDA [acessado em 28 abr 2018]. Disponível em: <http://www.intermetro.com.br/calibracao-termohigrometro>
40. Damatto WB, Potiens MPA, Santos GP, Vivolo V. Estudo das rotinas e procedimentos de calibração de dosímetros clínicos em feixes de radiação gama no IPEN-CNEN/SP. International Nuclear Atomic Conference – INAC 2009, Sep 27 – Oct 02. Rio de Janeiro, 2009, Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN. Disponível em http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/41/126/41126226.pdf
41. Small field dosimetry application guide [internet]. Freiburg: ©PTW; 2018 [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: http://www.ptw.de/fileadmin/data/download/catalogviewer/Small_Field_Application_Guide_Bro_en_92020000_06/blaetterkatalog/blaetterkatalog/pdf/complete.pdf
42. Alves VGL. Avaliação dos planejamentos de tratamentos de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria absoluta com filmes radiocrômicos. Rio de Janeiro. Tese [Doutorado em Engenharia Nuclear] – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia/ Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2014.
43. Medical Film Digitizers: Dosimetry Pro Advantage [internet]. Herndon: Vidar Systems Corporation [acesso em 28 abr 2018] Disponível em: <https://www.vidar.com/Dosimetry-Advantage-Medical-Digitizer/>
44. Travassos ACGS, Caracterização Experimental de Feixes de Megavoltagem para Imagiologia por Raios Ortogonais. Coimbra. Dissertação [Mestrado em Engenharia Biomédica] – Faculdade de Ciência e Tecnologia da Universidade de Coimbra; 2016.
45. Scanner Fotográfico Epson Expression 11000XL [internet]. Suwa: EPSON® [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: <https://epson.com.br/Scanners/Scanner-Fotograf%C3%A1fico-Epson-Expression-11000XL/p/E11000XL-PH>
46. Lavor M, Rodrigues LN, Silva MA. Avaliação das ferramentas de controle da qualidade para pacientes submetidos ao IMRT. *Rev Bras Fís Med* 2013; 7(1): 3-8.

47. trigfa/packages/pylinac1.22 [internet]. Anaconda Inc. {acesso em 28 abr 2018}. Disponível em: <https://anaconda.org/trigfa/pylinac>
48. Software de Planejamento iPlan RT [internet]. Munich: BrainLab [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: <https://www.brainlab.com/bp/produtos-de-radiocirurgia/iplan-rt-software-de-planejamento-de-tratamento/>
49. Sistema de Planejamento de Tratamento Eclipse™ [internet]. Palo Alto: Varian Medical Systems, Inc. [acesso em 28 abr 2018]. Disponível em: <https://www.varian.com/pt-br/oncology/products/software/treatment-planning/eclipse-treatment-planning-system>
50. Almeida TVR, Cordova Júnior AL, Piedade PA, Silva CM, Marins P, Almeida CM, et al. Análise dos erros de posicionamento translacionais em radiocirurgia craniana frame e frameless com uso de objeto simulador antropomórfico. Radiol Bras. 2016 mar-abr; 49(2): 98–103.
51. Furnari L, Nakandakari MVN, Santos CZ, Sales CP, Cunha APV. Análise da precisão do posicionamento do paciente no tratamento de radiocirurgia intracranial: resultados preliminares. XIX Congresso Brasileiro de Física Médica 17-20 ago 2014, Goiânia, 2014, Associação Brasileira de Física Médica – ABFM.
52. BrainLab. Manual Clinical User Guide, Revision 1.1 Exactrac® 5.5. Munich: BrainLab AG; 2008.
53. Brandt RA, Salvajoli JV, Oliveira VC, Carmignani M, Cruz JC, Leal HD. et al. Radiocirurgia por acelerador linear. Arq Neuropsiquiatr 1995; 53(1): 38-45.
54. Almeida CE, Bases físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT. Rio de Janeiro: Centro de Estudos do Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes/ Universidade Estadual do Rio de Janeiro; 2012.
55. Alves TMMT, Casagrande TM, Neves-Júnior WFP, Mancini A, Pelosi EL, Haddad CMK, et al. Verificação dosimétrica de tratamentos de IMRT utilizando câmara de ionização, filme radiográfico e função gama. Rev Bras Fis Med, 2010; 4(2): 15-8.

ANEXO – Características dos detectores para dosimetria relativa em campos pequenos

TABLE 6. CHARACTERISTICS OF DETECTORS FOR RELATIVE DOSIMETRY IN SMALL FIELDS [12]

Detector properties	Guidance	Comments
Stability	Short term detector response is better than 0.1% for a total accumulated absorbed dose of many hundreds of kGy from multiple exposures.	Correction for instabilities over time can be made provided the effect is consistent and recalibration is not frequently required.
Dose linearity	Linearity is better than 0.1% over an absorbed dose range of at least three orders of magnitude (e.g. 0.01–10 Gy).	
Dose rate linearity	Clinical linear accelerators are typically operated at average dose rates of 0.1–0.4 Gy/s; detector is linear to better than 0.1% over the range of operation of the linac.	The range of dose rates is typical for WFF and FFF beams.
Dose per pulse linearity	A detector's response with changing dose per pulse remains stable to better than 0.1% after correction for ion recombination.	Typical dose per pulse operating conditions are 0.2–2.0 mGy per pulse.
Energy dependence of detector response	The useful energy range of the detectors for small field MV radiotherapy is from ^{60}Co to 10 MV.	An ideal detector is constructed to be energy independent with macroscopic interaction coefficients (μ_{en}/ρ for photons and S/ρ for electrons) having a constant ratio to those of water in the energy interval of interest.

Spatial resolution	The choice of a suitable detector in terms of spatial resolution is usually based on a trade-off between a high signal to noise ratio and a small dosimeter size.	The requirement for spatial resolution is set by the gradients in the quantity to be measured.
Size of detector	The detector size is such that the volume averaging correction is not larger than 5%.	
Orientation	The response of a detector is ideally independent of the orientation of the detector with respect to the beam and the variation is less than 0.5% for angles of less than 60° between the beam axis and the detector axis.	Detectors do not, in general, have an isotropic response, and either a correction is required to account for the angular response or, more commonly, the beam incidence is fixed (i.e. irradiation from end or side) to minimize the effect.
Background signal	Any form of signal leakage that would contribute to increased background readings is at least three orders of magnitude lower than the detector response per Gy.	The zero dose reading of a detector will affect the low dose limit of the device and the signal to noise ratio.
Environmental factors	Correction over the full range of working conditions enables any influence to be reduced to better than 0.3%.	Measurements are ideally independent of temperature, atmospheric pressure and humidity changes or are corrected accurately for these influence quantities.

Note: These characteristics are based on the assumption that leakage is negligible and appropriate polarity and recombination corrections are applied.