UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

WESLEY RAMOS BARBOSA

Avaliação do Impacto de Erros Translacionais na Dose Absorvida em Radiocirurgia Estereotáxica com Duas Lesões com Isocentro Único em Comparação com a Tradicional Utilizando o Simulador Antropomórfico *RUBY* ™

Rio de Janeiro
2025

Wesley Ramos Barbosa

Avaliação do Impacto de Erros Translacionais na Dose Absorvida em Radiocirurgia Estereotáxica com Duas Lesões com Isocentro Único em Comparação com a Tradicional Utilizando o Simulador Antropomórfico *RUBY* ™

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Orientador: Leonardo Peres da silva

Rio de Janeiro
2025

figuras/file.pdf

WESLEY RAMOS BARBOSA

Avaliação do Impacto de Erros Translacionais na Dose Absorvida em Radiocirurgia Estereotáxica com Duas Lesões com Isocentro Único em Comparação com a Tradicional Utilizando o Simulador Antropomórfico *RUBY*™

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em 15 de dezembro de 2025.

BANCA EXAMINADORA:

gov.br Documento assinado digitalmente
CLAUDIO CASTELO BRANCO VIEGAS
Data: 05/01/2026 12:09:10-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

MSc. Cláudio Castelo Branco Viegas
PQRT/INCA

gov.br Documento assinado digitalmente
ALESSANDRA MAIA MARQUES MARTINEZ PEREZ
Data: 05/01/2026 13:47:46-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Alessandra Maia Marques Martinez Perez
IF/UFRJ

gov.br Documento assinado digitalmente
LEONARDO PERES DA SILVA
Data: 05/01/2026 13:56:55-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dr. Leonardo Peres da Silva
INCA (Orientador)

Dedico este trabalho à minha família e aos meus amigos e, principalmente,
ao meu afilhado Ícaro, cuja chegada iluminou uma fase importante da minha vida
e me trouxe novas motivações. A cada passo, carrego comigo o carinho e a força
de todos que caminham ao meu lado. Nunca esquecerei.

AGRADECIMENTOS

Talvez só seja possível perceber que este caminho realmente chega ao fim ao alcançar esta seção do trabalho de conclusão. A graduação molda para sermos fortes em todas as adversidades, infelizmente mais difíceis para uns do que para outros. Nessa trajetória encontrei pessoas correndo na mesma direção que eu, e por isso não posso deixar de agradecer profundamente a todos que estiveram ao meu lado, sonhando o meu sonho como eu também sonhei os deles.

Agradeço ao meu pai, Uelson Barbosa, e à minha mãe, Simone Ramos, que me guiaram e me educaram até onde puderam e podem. Agradeço também à minha tia Maria Aparecida que, mesmo não sendo familiar de sangue, me criou como se eu fosse seu filho.

No meio de bilhões de pessoas, provavelmente sou um dos mais ricos do mundo quando se fala em amizades. Agradeço especialmente aos amigos que caminham comigo há duas décadas, desde que cheguei a Campo Grande, Marcos Affonso e Thaís Cabral. Ter vocês na minha vida é um privilégio pelo qual sou eternamente agradecido.

Durante a adolescência e as incertezas do pré-vestibular, conheci pessoas que não caberiam em um único texto para expressar o quanto significam para mim. Dedico este trabalho também a vocês: Laura Ramos, José Augusto, Milena Ribeiro, Julie Oliveira, Luís Filipe, Lucas Vilela, Mayck Medeiros, Ingrid Lima e Luan Pereira.

Ao ingressar na faculdade, algo que às vezes ainda me surpreende por ter acontecido, encontrei um grupo que levarei comigo para sempre. Estiveram comigo nos momentos difíceis e celebraram comigo nos felizes. Meu agradecimento ao Ruy Rayol, Thalys Gama, Gabriel Miranda, Maria Clara, Luana Soares, Raoni Silva e Ana Marrafa, que fizeram parte dessa caminhada com carinho e parceria. E deixo um reconhecimento especial ao Alexandre Melo, à Larissa Gabriela e à Jennifer Muller, que em muitos momentos estiveram ainda mais presentes, oferecendo apoio, companhia e atenção de um jeito que marcou profundamente minha trajetória. Serei sempre grato por tudo o que compartilharam comigo.

E deixo também meu agradecimento ao Renan Tavares, que conheci por meio do Flamengo e que foi parte crucial do meu progresso. Ele me ajudou mais do que devia, até quando eu nem pedia, e me acolheu em sua casa na reta final, quando tudo parecia impossível. Sem ele, com certeza, eu não estaria aqui.

Mais adiante fiz amizades genuínas com pessoas que já conhecia e com outras que a vida colocou no caminho. Agradeço ao Lucas Barbosa, Matheus Silva, Lucas Braga, Jenifer Azeredo, Letícia Ribeiro e à Beatriz Castro, que esteve ao meu lado em grande parte dessa jornada, compartilhando conversas, preocupações e conquistas que tornaram os dias mais leves.

Ao longo do percurso busquei aprendizados em outros lugares e não posso deixar de

reconhecer as oportunidades que recebi. Minha gratidão ao Guilherme Massa, o principal profissional que despertou meu interesse pela radioterapia e de quem aprendi grande parte do que sei. Agradeço ao Leonardo Peres, que me aceitou como orientando mesmo sem me conhecer, e me acompanhou durante o caminho. Agradeço aos residentes do INCA de 2024 e 2025, que foram essenciais para a realização deste trabalho. Agradeço também ao Lúcio, profissional da PTW, onde foi essencial para o trabalho, pois sem ele não poderíamos realizar as medidas.

Enquanto tudo isso acontecia, nasceu alguém que mudou minha forma de ver a vida, que me tornou mais responsável e me fez querer correr atrás dos meus sonhos para poder ajudar o dele a nascer também: meu afilhado Ícaro. Sou profundamente grato. Você me faz querer ser melhor a cada segundo.

Por fim, a todos que passaram pela minha vida e que não mencione, deixo minha eterna gratidão. Não há espaço para escrever tudo o que gostaria, mas espero ter marcado cada um assim como cada um marcou a minha história.

Não desista agora
Pense que isso é uma corrida onde não importa a volta
E não importa quem vai chegar em primeiro

BK Universo

RESUMO

A radiocirurgia estereotáxica craniana realizada em aceleradores lineares consolidou-se como estratégia essencial no manejo de metástases cerebrais múltiplas, especialmente com o uso de planos de múltiplas lesões com isocentro único. Entretanto, a elevada conformidade dosimétrica está associada a maior sensibilidade a erros de posicionamento, particularmente em campos pequenos e regiões de alto gradiente de dose. Este trabalho avaliou o impacto de erros translacionais de 1 a 3 mm na dose absorvida em lesões pequenas, comparando duas configurações geométricas: isocentro único posicionado entre duas lesões e isocentro localizado no interior da lesão. Os planejamentos foram elaborados com a técnica VMAT no sistema Eclipse™, utilizando feixe de fótons de 6 MV e campo de 2×2 cm^2, sendo realizadas medições no simulador antropomórfico *RUBY™* com o *insert* "*System QA MultiMet*". A dose foi obtida com as câmaras de ionização *PinPoint 3D* ® e *Semiflex 3D* ®, corrigida conforme os protocolos IAEA TRS 398 Rev.1 e TRS 483. Um teste de Ponta a Ponta foi realizado para o plano sem erro, seguido pela indução de deslocamentos nos eixos x, z e simultaneamente em x e z. No teste de Ponta a Ponta, as diferenças entre dose medida e calculada foram de aproximadamente 2% para uma lesão e 9% para a outra, valor este último associado às condições de campo pequeno e gradiente elevado, o que evidencia as limitações do teste nessa configuração. Na configuração com isocentro único entre duas lesões, deslocamentos de até 3 mm produziram desvios de dose em geral inferiores a 7%. Em contraste, quando o isocentro foi posicionado no interior da lesão, deslocamentos em z de 2 mm e 3 mm resultaram em reduções de aproximadamente 37% e 76% na dose, respectivamente. Conclui-se que, para a geometria estudada, o isocentro único entre duas lesões apresenta maior robustez frente a erros translacionais do que o isocentro localizado no interior de uma lesão pequena, sendo a direção z a mais crítica para perdas de dose. Esses resultados reforçam a importância da escolha adequada da configuração do isocentro e do controle rigoroso do posicionamento em tratamentos de radiocirurgia com múltiplas lesões e campos pequenos.

Palavras-chave: Radiocirurgia Estereotáxica Craniana. Isocentro Único. Campos Pequenos. Erros de Posicionamento, Dosimetria com Câmara de Ionização

ABSTRACT

Cranial stereotactic radiosurgery delivered with linear accelerators has become a key strategy for the management of multiple brain metastases, particularly with single-isocenter plans for multiple lesions. However, the high dose conformity achieved in these treatments increases sensitivity to setup errors, especially in small fields and regions with steep dose gradients. This study evaluated the impact of translational setup errors from 1 to 3 mm on the absorbed dose in small targets, comparing two geometric configurations: a single isocenter positioned between two lesions and an isocenter located inside the lesion. VMAT plans were generated in the *Eclipse™* treatment planning system using 6 MV photon beams and a 2×2 cm^2 field, with measurements performed in the anthropomorphic *RUBY™* phantom equipped with the "System QA MultiMet" insert. Dose measurements were obtained using *PinPoint 3D ®* and *Semiflex 3D ®* ionization chambers, corrected according to IAEA TRS 398 Rev.1 and TRS 483. An end-to-end test was first conducted for the reference plan without induced errors, followed by the introduction of translational displacements along the x axis, z axis, and combined x and z. In the end-to-end test, differences between measured and calculated dose were approximately 2% for one lesion and 9% for the other, with the latter associated with small-field conditions and steep dose gradients, highlighting the limitations of the test under this configuration. For the configuration with a single isocenter between two lesions, translational errors up to 3 mm resulted in dose deviations generally below 7%. When the isocenter was placed inside the lesion, however, 2 mm and 3 mm displacements along z produced reductions of approximately 37% and 76% in dose, respectively. The results indicate that, for the investigated geometry, a single isocenter between two lesions provides greater robustness against translational setup errors than an isocenter placed inside a small lesion, with the z direction being the most critical for dose loss. These findings emphasize the importance of appropriate isocenter configuration and strict setup control in stereotactic radiosurgery for multiple brain lesions involving small radiation fields.

Keywords: Cranial Stereotactic Radiosurgery. Single Isocenter. Small Fields. Setup Errors, Ionization Chamber Dosimetry

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquema simplificado de um acelerador linear clínico (LINAC). 19
Figura 2 – Esquema ilustrativo dos colimadores secundários (*jaws*) e do colimador multilâminas (MLC). Os colimadores primários não estão representados na imagem. 22
Figura 3 – Representação esquemática do funcionamento da técnica VMAT. 24
Figura 4 – Esquema ilustrativo de um TPS. 25
Figura 5 – Divisão de um feixe largo, componentes da unidade de tratamento. 28
Figura 6 – Histograma dose-volume (DVH) teórico ilustrando o comportamento típico das curvas do alvo e de estruturas críticas. 29
Figura 7 – Representação esquemática dos volumes relacionados ao planejamento radioterápico, incluindo GTV, CTV, ITV e PTV. 31
Figura 8 – Curva característica de detectores gasosos, evidenciando as regiões de operação. 33
Figura 9 – Simulador antropomórfico *RUBY*™ utilizado no trabalho. 38
Figura 10 – Câmara de ionização *PinPoint 3D*® 39
Figura 11 – Interface do sistema de planejamento *Eclipse*™ 41
Figura 12 – Simulador *RUBY*™ utilizado para a coleta de dados e medições de dose absorvida. 42
Figura 13 – Simulador *RUBY*™ com o *insert* "*System QA MultiMet*" utilizado para o teste de Ponta a Ponta. A câmara *PinPoint 3D* foi posicionada no *insert* caudal, a *Semiflex 3D* no *insert* cranial e o *insert* central corresponde ao isocentro. 47
Figura 14 – Curvas de DVH para as duas lesões avaliadas, evidenciando a diferença no comportamento dos gradientes de dose. 50
Figura 15 – Comparação entre dose planejada (TPS) e dose medida no teste de Ponta a Ponta para as duas lesões 51
Figura 16 – Comparação entre as doses medidas com isocentro na Lesão 1 e isocentro fora da Lesão 1 55
Figura 17 – Desvio percentual da dose medida em relação ao plano de referência (0 mm), para deslocamentos translacionais de 1 a 3 mm nas direções x, z e simultaneamente em x e z. 56
Figura 18 – Distribuição dos desvios percentuais da dose para os dois arranjos geométricos avaliados. 57
Figura 19 – Comparação entre o impacto dos erros translacionais na dose para isocentro dentro da lesão e isocentro fora da lesão. 60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – *Câmara de Ionização PinPoint 3D (PTW31016) na primeira medição* 45
Tabela 2 – *Câmara de Ionização Semiflex 3D* 45
Tabela 3 – *Câmara de Ionização PinPoint 3D (PTW31016) na segunda medição* . 45
Tabela 4 – Leituras do eletrômetro obtidas com as câmaras *PinPoint 3D* e *Semiflex 3D* para diferentes deslocamentos nos eixos x, z e x e z. 46
Tabela 5 – Leituras do eletrômetro obtidas com a câmara PinPoint 3D posicionada no isocentro (dentro da lesão) para diferentes deslocamentos nos eixos x, z e x e z. 46
Tabela 6 – Resultados do teste de Ponta a Ponta para isocentro único entre duas lesões 51
Tabela 7 – Valores de Dose absorvida (cGy) para diferentes deslocamentos nas Lesões 1 e 2 para isocentro único entre elas. 52
Tabela 8 – Valores de Dose absorvida (cGy) para diferentes deslocamentos com isocentro na Lesão 1. 52
Tabela 9 – Relação entre as doses medidas em duas configurações geométricas distintas: isocentro único fora das lesões e isocentro dentro da lesão. 53
Tabela 10 – Desvio percentual da dose medida nas lesões 1 e 2 em relação ao plano 0 mm, para diferentes erros translacionais. 56
Tabela 11 – Comparação do desvio percentual da dose entre os arranjos geométricos: isocentro fora da lesão e isocentro na lesão. 57
Tabela 12 – Resultado do teste de Wilcoxon pareado aplicado à comparação dos desvios percentuais da dose entre os arranjos com isocentro na lesão e isocentro fora da lesão. 58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Três dimensões
3D-CRT	Radioterapia tridimensional conformacional (*Three-Dimensional Conformal Radiotherapy*)
AAA	Algoritmo Analítico Anisotrópico (*Anisotropic Analytical Algorithm*)
AAPM	*American Association of Physicists in Medicine*
CCC	*Collapsed Cone Convolution*
CX	Acelerador linear Clinac CX® (*Varian Medical Systems*)
CTV	Volume Clínico (*Clinical Target Volume*)
DVH	Histograma dose-volume (*Dose-Volume Histogram*)
FOV	Campo de visão (*Field of View*)
FWHM	Largura total à meia altura (*Full Width at Half Maximum*)
GTV	Volume Tumoral Macroscópico (*Gross Tumor Volume*)
HD 120	*Colimador multilâminas High Definition 120®*
HU	Unidade Hounsfield (*Hounsfield Unit*)
IAEA	*International Atomic Energy Agency*
ICRU	*International Commission on Radiation Units and Measurements*
IEC	*International Electrotechnical Commission*
IM	Margem Interna (*Internal Margin*)
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada (*Intensity Modulated Radiation Therapy*)
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
ITV	Volume Interno (*Internal Target Volume*)
IV	Volume Irradiado (*Irradiated Volume*)
kV	Quilovoltagem

LCPE	Alcance lateral de equilíbrio eletrônico (*Lateral Charged-Particle Equilibrium Radius*)
LINAC	Acelerador linear clínico (*Linear Accelerator*)
MC	Método de Monte Carlo (Monte Carlo)
MI	Múltiplos isocentros (*Multiple Isocenters*)
MLC	Colimador Multilâminas (*Multileaf Collimator*)
MU	Unidade Monitora (*Monitor Unit*)
MV	Megavoltagem
NTCP	Probabilidade de complicação em tecido normal (*Normal Tissue Complication Probability*)
OAR	Órgão de risco (*Organ at Risk*)
PTW	*PTW-Freiburg Dosimetry Company*
PTV	Volume Alvo Planejado (*Planning Target Volume*)
QA	Controle de qualidade (*Quality Assurance*)
RBE	Efetividade biológica relativa (*Relative Biological Effectiveness*)
RUBY™	Simulador antropomórfico *RUBY*™ (PTW®)
SBRT	Radioterapia estereotáxica do corpo (*Stereotactic Body Radiation Therapy*)
SI	Isocentro único (*Single Isocenter*)
SIRMIT	Radiocirurgia de múltiplas metástases com isocentro único (*Single-Isocenter Multiple-Target*)
SRS	Radiocirurgia estereotáxica (*Stereotactic Radiosurgery*)
SRS-F	Radiocirurgia estereotáxica fracionada (*Fractionated Stereotactic Radiosurgery*)
SSD	Distância fonte-superfície (*Source Surface Distance*)
SSS	Modelo de dispersão lateral (*Separability of Scatter Sources*)
TC	Tomografia computadorizada (*Computed Tomography*)
TCP	Probabilidade de controle tumoral (*Tumor Control Probability*)

TG	Grupo de Trabalho da AAPM (*Task Group*)
TPS	Sistema de planejamento de tratamento (*Treatment Planning System*)
$TPR_{20,10}$	Relação tecido-fantoma para profundidades de 20 e 10 cm (*Tissue Phantom Ratio*)
TRS	*Technical Reports Series*
TRS-398	Protocolo IAEA TRS-398 para dose absorvida em água
TRS-483	Protocolo IAEA TRS-483 para dosimetria em campos pequenos
TV	Volume tratado (*Treated Volume*)
VMAT	Terapia de Arco Modulada Volumetricamente (*Volumetric Modulated Arc Therapy*)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO **17**
1.1 OBJETIVOS **18**
1.1.1 Objetivo Geral **18**
1.1.2 Objetivos Específicos **18**

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA **19**
2.1 ACELERADORES LINEARES **19**
2.1.1 Colimadores Primários e Secundários **20**
2.1.2 Colimador Primário **20**
2.1.3 Colimadores Secundários **20**
2.1.4 Colimador Multilâminas (MLC) **21**
2.2 TÉCNICAS DE TRATAMENTO **22**
2.2.1 Planejamento tridimensional (3D-CRT) **22**
2.2.2 Radioterapia de intensidade modulada (IMRT) **23**
2.2.3 Terapia de arco modulada volumetricamente (VMAT) **23**
2.3 SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO (TPS) **24**
2.4 ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSE **26**
2.4.1 Grade de cálculo no sistema de planejamento **27**
2.4.2 Histogramas Dose-Volume (DVH) **28**
2.5 VOLUME DE TRATAMENTO **30**
2.6 RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA **31**
2.7 CÂMARA DE IONIZAÇÃO **33**
2.8 CAMPOS PEQUENOS **34**
2.9 UNIDADE MONITORA (UM) **36**

3 MATERIAIS E MÉTODOS **37**
3.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS **39**
3.2 DELINEAMENTO DO PTV **40**
3.3 PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADO DO TRATAMENTO **40**
3.4 MEDIDAS NO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO *RUBY*™ **41**
3.5 MÉTODOS DE CÁLCULO DE DOSE NA CÂMARA DE IONIZAÇÃO **42**
3.6 TESTE PONTA A PONTA *(END-TO-END)* **46**

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO **49**
4.1 TESTE DE PONTA A PONTA **49**

4.2 IMPACTO DA CONFIGURAÇÃO DO ISOCENTRO NA DOSE ABSORVIDA **52**
4.3 IMPACTO DOS ERROS TRANSLACIONAIS, INDEPENDENDEMENTE DA DIREÇÃO, NA DOSE: ISOCENTRO ÚNICO VERSUS ISOCENTRO NA LESÃO **56**

5 CONCLUSÃO **61**

6 PERSPECTIVAS FUTURAS **62**

REFERÊNCIAS **63**

1 INTRODUÇÃO

A radiocirurgia estereotáxica craniana (SRS) realizada em aceleradores lineares (LINACs) consolidou-se como uma técnica fundamental para o tratamento de metástases cerebrais, permitindo a entrega de altas doses de radiação com elevada conformidade e baixo impacto ao tecido sadio. Tradicionalmente, a SRS para múltiplas metástases é conduzida com múltiplos isocentros, atribuindo um isocentro por lesão. Embora esse método possibilite excelente precisão geométrica, apresenta como desvantagem o prolongado tempo de tratamento, uma vez que cada alvo demanda um conjunto específico de campos e ajustes geométricos [1].

Com o avanço dos sistemas de planejamento e de técnicas como a terapia por arco modulada volumetricamente (VMAT), tornou-se possível a irradiação simultânea de múltiplos alvos utilizando um único isocentro. Essa técnica, conhecida como SRS de múltiplas lesões com isocentro único (SIMT SRS), reduz de forma significativa o tempo total de tratamento, ao mesmo tempo em que mantém ou até aprimora a conformidade de dose e o gradiente em torno dos alvos [1, 2, 3]. A possibilidade de combinar variação dinâmica das lâminas do MLC, modulação da taxa de dose e variar a velocidade de rotação do gantry permite que a VMAT produza distribuições altamente conformadas com elevada eficiência operacional. Para clínicas com alto volume diário de pacientes, a redução do tempo de entrega representa uma vantagem logística importante [3].

O avanço das terapias sistêmicas também contribuiu para o aumento da sobrevida de pacientes com metástases cerebrais, intensificando a necessidade de estratégias radioterápicas ablativas capazes de preservar função neurológica a longo prazo. Nesse contexto, a SRS, incluindo sua versão SIMT baseada em LINAC, tornou-se uma alternativa menos invasiva e potencialmente menos tóxica do que a radioterapia de cérebro inteiro, que está associada a disfunção cognitiva tardia mesmo em doses paliativas [4].

Entretanto, apesar das vantagens, a radiocirurgia de múltiplas lesões com isocentro único é altamente dependente de precisão geométrica. Como as lesões são irradiadas a partir de um ponto fixo central, pequenos erros de posicionamento, especialmente translacionais e rotacioanais, podem resultar em desvios substanciais na distribuição de dose nos alvos mais distantes do isocentro [5]. A literatura apresenta evidências de que lesões menores e mais afastadas, tanto para isocentro único, quanto para múltiplos estão em maior risco de comprometer a cobertura [6, 5]. Este fato reforça a importante eficácia da técnica em relação a erros de deslocamentos do paciente ou do sistema de planejamento. Estudos demonstram que erros translacionais de apenas 2 mm podem resultar em reduções relevantes da cobertura do PTV. [6].

Considerando que a SRS busca maximizar a preservação do tecido normal ao redor das metástases, mesmo pequenos desvios podem comprometer significativamente o tratamento.

Dessa forma, a avaliação dos erros posicionais torna-se um elemento crítico na análise da segurança e da eficácia da radiocirurgia de isocentro único.

Sendo assim, este trabalho investiga como diferentes erros translacionais no isocentro único entre duas lesões influenciam a dose absorvida em relação a tradicional com o isocentro em cada lesão. Para isso, comparam-se dois arranjos geométricos de interesse: um isocentro único localizado entre duas lesões e um isocentro posicionado diretamente no interior da lesão. Essa análise possibilita compreender como a escolha da configuração afeta a resposta dosimétrica diante de pequenas variações no posicionamento.

A avaliação concentra-se em identificar qual desses arranjos apresenta maior impacto quando exposto a deslocamentos de 1 a 3 mm nos eixos x, z e simultaneamente em x e z, representando condições realistas de incertezas de posicionamento. Além disso, busca-se determinar qual direção de deslocamento resulta na maior alteração da distribuição de dose entregue.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo é determinar qual configuração de isocentro apresenta maior impacto na dose entregue na lesão devido a erros translacionais com o isocentro único entre duas lesões em relação ao tradicional com isocentro em cada lesão utilizando o simulador antropomórfico *RUBY™* da PTW®.

1.1.2 Objetivos Específicos

a) Realizar o teste de Ponta a Ponta (*end-to-end*) para isocentro único entre duas lesões de diâmetros muito pequenos.

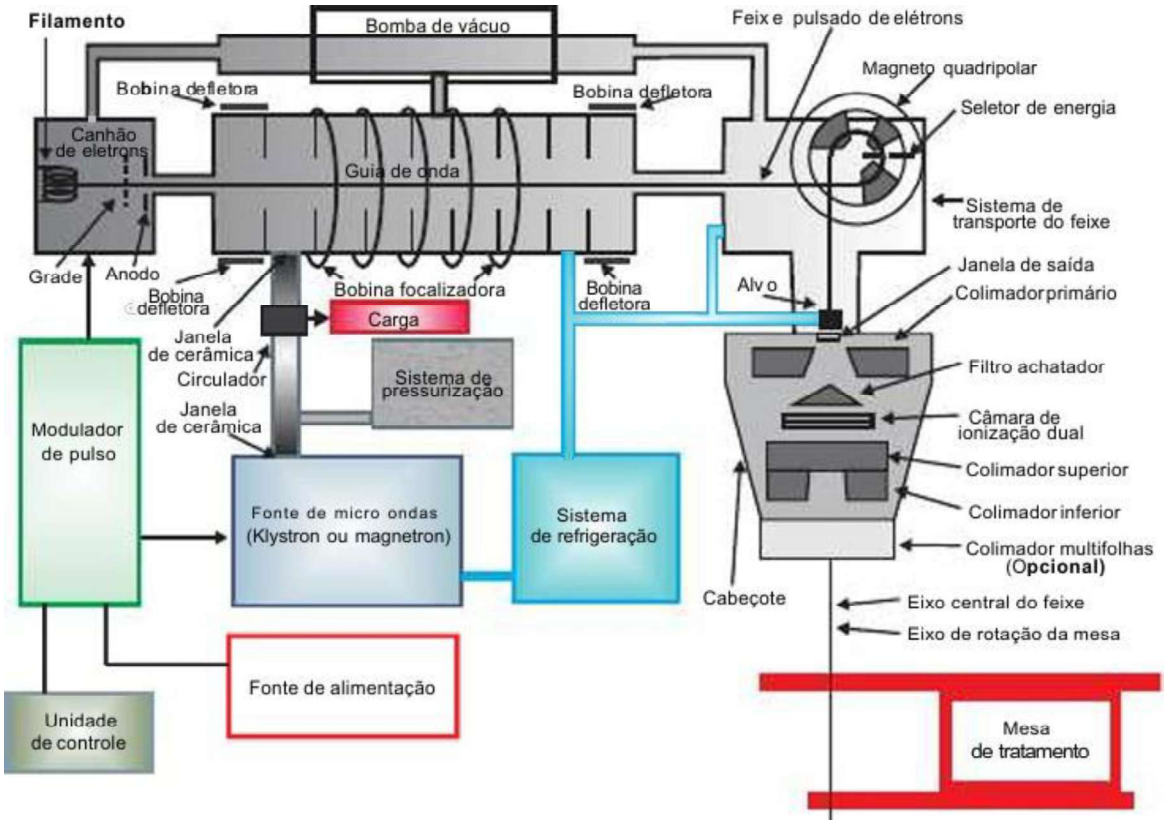
b) Analisar qual direção x e z, ou a combinação entre elas, impacta mais na dose absorvida na lesão, utilizando um simulador antropomórfico *RUBY™* da PTW®.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ACELERADORES LINEARES

Os aceleradores lineares clínicos (LINACs), como mostrado na Figura 1, constituem os principais equipamentos utilizados na radioterapia moderna, produzindo feixes de fótons e elétrons empregados no tratamento de diferentes tipos de tumores. Esses aparelhos aceleram elétrons por meio de microondas geradas por Magnetrons ou Klystrons, permitindo a obtenção de feixes de fótons e elétrons com energias na faixa de MeV [7]. Essas energias, significativamente superiores às técnicas de ortovoltagem, possibilitam maior capacidade de penetração e adequação terapêutica [7, 8].

Figura 1 – Esquema simplificado de um acelerador linear clínico (LINAC).



Fonte: Tauhata e colaboradores [9].

O processo de geração do feixe se inicia no canhão de elétrons, onde um filamento aquecido libera elétrons por emissão termoiônica. Esses elétrons são injetados na seção aceleradora, mantida sob alto vácuo, onde interagem com as micro-ondas conduzidas por uma guia de onda, adquirindo a energia necessária para uso terapêutico [7]. Os Magnetrons e Klystrons atuam como as fontes responsáveis pela produção dessas micro-ondas, sendo

tecnologias amplamente descritas na literatura especializada em física de radioterapia [8, 10].

Após a aceleração, um sistema de deflexão magnética direciona o feixe de elétrons para o cabeçote do acelerador. Quando os elétrons incidem sobre um alvo metálico de tungstênio, ocorre a produção de fótons por *bremsstrahlung*; alternativamente, ao atravessarem uma folha espalhadora, formam-se feixes de elétrons utilizados em tratamentos de menor profundidade [7]. Em ambas as modalidades, o feixe é moldado pelos sistemas de colimação presentes no cabeçote, assegurando que o campo produzido corresponda ao planejado.

A estrutura mecânica do acelerador permite a rotação do *gantry* ao redor do paciente, possibilitando que múltiplos campos convirjam em um único ponto denominado como isocentro. Essa configuração padroniza o posicionamento e aprimora a precisão geométrica do tratamento. O cabeçote do LINAC contém colimadores primários e secundários, bem como componentes avançados como os colimadores multilâminas (MLC), que possibilitam a conformação precisa do campo e viabilizam técnicas contemporâneas de modulação de intensidade [8, 10].

2.1.1 Colimadores Primários e Secundários

O sistema de colimação de um acelerador linear clínico é responsável por definir o campo útil do feixe e limitar a radiação fora da área desejada. A colimação do feixe de fótons é realizada por dois ou três dispositivos principais: o colimador primário, os colimadores secundários móveis e, opcionalmente, um colimador multilâminas (MLC) [8].

2.1.2 Colimador Primário

O colimador primário estabelece o maior campo circular disponível do feixe. Ele consiste em uma abertura cônica usinada em um bloco de blindagem de tungstênio, com as laterais projetadas de modo a se alinharem do alvo até o filtro achatador. A espessura desse bloco é dimensionada para atenuar a intensidade média do feixe de raios X para menos de 0,1% do valor inicial, o que corresponde aproximadamente a três camadas de valor décimo (TVL) [8].

De acordo com as recomendações da *International Atomic Energy Agency* (IEC), o vazamento máximo permitido através do colimador primário não deve exceder 0,2% da intensidade do feixe aberto [8].

2.1.3 Colimadores Secundários

Os colimadores secundários, também chamados de *beam defining collimators*, são compostos por quatro blocos móveis de tungstênio, dois superiores e dois inferiores, que formam os *jaws* do colimador. Esses elementos permitem a formação de campos quadrados

ou retangulares no isocentro, variando desde alguns milímetros até cerca de 40 cm. Sua função é definir o tamanho final do campo após o colimador primário [8].

2.1.4 Colimador Multilâminas (MLC)

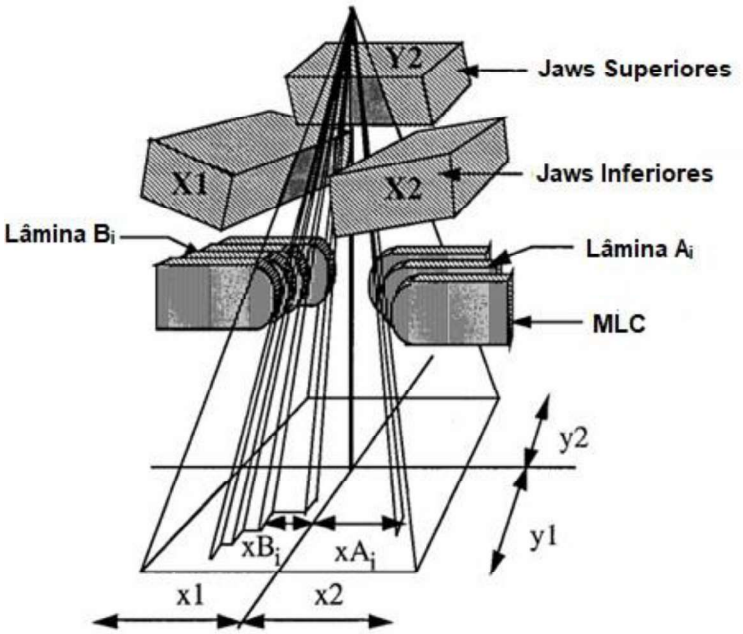
O colimador multilâminas (MLC), observado na Figura 2, é composto por lâminas de tungstênio movidas individualmente por motores dedicados, cujo posicionamento é monitorado por sistemas eletrônicos ou ópticos com capacidade de garantir alta precisão mecânica [11]. A introdução do MLC permitiu a substituição dos blocos personalizados de *cerrobend*, tornando a conformação de campos mais precisa, reprodutível e operacionalmente segura, além de possibilitar a modificação dos campos sem a necessidade de entrada da equipe na sala de tratamento [8].

A aceitação e o comissionamento do MLC envolvem a avaliação de parâmetros mecânicos e dosimétricos essenciais para seu funcionamento clínico. Entre eles destacam-se a verificação da transmissão através das lâminas, da fuga entre lâminas, da penumbra produzida, do alinhamento com as mandíbulas e da repetibilidade do movimento. A penumbra gerada pelo MLC pode diferir da produzida pelas mandíbulas, e a caracterização da transmissão e do comportamento mecânico são necessárias para garantir que o modelo implementado no sistema de planejamento seja compatível com as medições experimentais [8].

O MLC desempenha papel central nas técnicas modernas de radioterapia, como na radioterapia de intensidade modulada (IMRT) e terapia de arco modulada volumetricamente (VMAT). O movimento controlado das lâminas durante a irradiação permite a criação de distribuições de fluência complexas, que dependem diretamente da estabilidade mecânica e da precisão de posicionamento das lâminas. No modo dinâmico, como o *sliding window*, o deslocamento contínuo das lâminas é responsável pela modulação da fluência, exigindo testes específicos de garantia de qualidade para assegurar que a entrega seja compatível com o planejamento [10].

Além de sua função na conformação geométrica do feixe, o MLC contribui diretamente para benefícios clínicos observados nas técnicas modernas de modulação. Na IMRT, o uso do MLC permite controlar com precisão a intensidade e a direção da radiação, ajustando o feixe ao formato e ao tamanho do tumor, reduzindo a exposição desnecessária de tecidos normais [12]. Em (VMAT), o movimento rápido e contínuo das lâminas otimiza a distribuição de dose ao longo do arco, proporcionando maior proteção aos órgãos em risco e diminuindo reações adversas. Adicionalmente, a operação dinâmica do MLC durante a rotação do *gantry* reduz significativamente o tempo total de tratamento, aumentando a eficiência do procedimento e melhorando o conforto do paciente [12].

Figura 2 – Esquema ilustrativo dos colimadores secundários (*jaws*) e do colimador multi-lâminas (MLC). Os colimadores primários não estão representados na imagem.



Fonte: Adaptado do *AAPM Report No.* 72 (*Task Group 50*).

2.2 TÉCNICAS DE TRATAMENTO

2.2.1 Planejamento tridimensional (3D-CRT)

O planejamento tridimensional conformacional (3D-CRT) consiste em tratamentos baseados em informações anatômicas obtidas em três dimensões, permitindo conformar os campos de radiação ao formato real do volume-alvo. Essa abordagem possibilita a administração da dose prescrita ao tumor com maior precisão e menor exposição dos tecidos sadios adjacentes, consolidando o conceito de distribuição conformacional de dose [10].

A implementação do 3D-CRT depende do uso de imagens de tomografia computadorizada, adquiridas em cortes que servem de base para a reconstrução tridimensional da anatomia do paciente. A partir dessas imagens são definidos o volume tumoral macroscópico (GTV), o volume clínico (CTV), o volume alvo planejado (PTV) e os órgãos de risco (OARs). Com esses volumes, os sistemas de planejamento tridimensionais calculam a distribuição espacial da dose e geram histogramas dose-volume (DVH), utilizados na avaliação dos parâmetros dosimétricos associados à distribuição da radiação [8].

A introdução do 3D-CRT representou um avanço importante em relação ao planejamento bidimensional baseado em radiografias, acompanhando a transição para tratamentos tridimensionais baseados em tomografia computadorizada no início dos anos 1990. Esse conjunto de inovações reduziu margens de segurança, diminuiu a dose em estruturas críticas

e estabeleceu as bases técnicas que permitiram o desenvolvimento de técnicas de maior conformidade, como IMRT e VMAT [13].

2.2.2 Radioterapia de intensidade modulada (IMRT)

A radioterapia de intensidade modulada (IMRT) representa um avanço no campo da oncologia radioterápica, ao permitir a entrega de feixes com fluência não uniforme, modulados para produzir distribuições de dose altamente conformadas ao volume-alvo, com redução da irradiação de tecidos sadios. Trata-se de uma técnica baseada em aceleradores lineares, na qual a intensidade do feixe é ajustada de modo a atender a objetivos específicos de distribuição de dose, incluindo a preservação funcional de estruturas críticas adjacentes [14].

O planejamento em IMRT é realizado por meio de planejamento inverso, no qual o físico ou dosimetrista especifica as doses desejadas no alvo e as restrições nos órgãos de risco, enquanto o sistema de planejamento calcula os padrões de modulação necessários. Os perfis de fluência gerados são então transmitidos ao acelerador linear, equipado com colimadores multilâminas (MLC) e sistemas de controle capazes de administrar os feixes modulados conforme planejado [10].

A evolução da IMRT resultou no surgimento da terapia de arco modulada volumetricamente (VMAT), proposta como um desenvolvimento subsequente dessa técnica e incorporando os princípios de modulação da intensidade para otimização da distribuição de dose [13].

2.2.3 Terapia de arco modulada volumetricamente (VMAT)

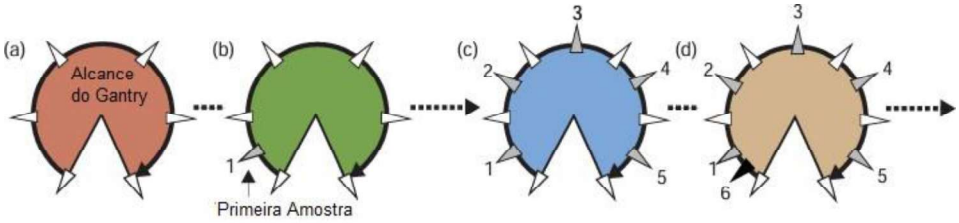
A Terapia de Arco Modulada Volumetricamente (VMAT) representa a evolução das técnicas de radioterapia de intensidade modulada, integrando modulação da intensidade, rotação contínua do *gantry* e variação dinâmica da taxa de dose, podendo ser visto ilustrativamente na Figura 3. Seu princípio consiste em entregar a radiação durante o movimento do feixe em torno do paciente, enquanto o colimador multilâminas, a velocidade do *gantry* e a taxa de dose são ajustados em tempo real. Essa combinação possibilita distribuições altamente conformadas de dose, reduzindo o tempo total de tratamento em comparação com técnicas baseadas em campos fixos [15, 10].

O desenvolvimento da VMAT ocorreu como extensão da IMRT, com o objetivo de superar limitações relacionadas ao tempo de entrega e ao elevado número de unidades monitoras. A técnica mantém a capacidade de conformar a dose em torno de volumes complexos, ao mesmo tempo em que reduz significativamente a duração da sessão. Estudos relatam reduções típicas de 5–10 minutos para aproximadamente 1–2 minutos por fração, contribuindo para menor impacto do movimento intrafração e maior conforto do paciente [15, 13].

O planejamento em VMAT é baseado em algoritmos de otimização inversa que ajustam simultaneamente a fluência e a geometria do feixe conforme os objetivos de dose definidos para o alvo e as restrições impostas aos órgãos de risco. A dose é distribuída de forma contínua ao longo do arco rotacional, permitindo transições suaves entre diferentes intensidades e configurações do colimador multilâminas, resultando em elevada conformidade dosimétrica [15].

A partir dessa integração entre planejamento inverso, modulação dinâmica e controle computadorizado, a VMAT consolidou-se como uma técnica de radioterapia rotacional altamente eficiente e precisa. Sua adoção clínica vem crescendo de forma consistente, refletindo o potencial de combinar qualidade dosimétrica e eficiência operacional em diversos cenários terapêuticos [13, 10].

Figura 3 – Representação esquemática do funcionamento da técnica VMAT.

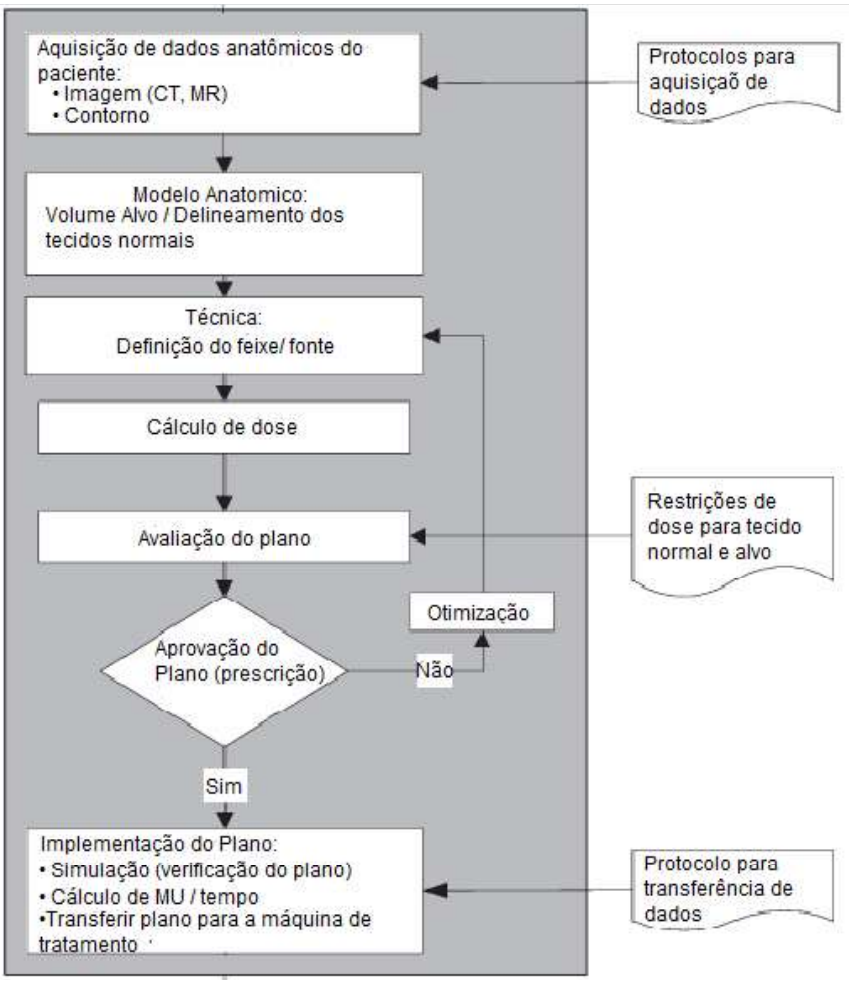


Fonte: Adaptado de Khan e colaboradores [10].

2.3 SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO (TPS)

Nas décadas de 1970 e 1980, computadores de planejamento de tratamento tornaram-se mais especializados e passaram a estar prontamente disponíveis para centros individuais de terapia por radiação. Com a evolução da tecnologia computacional e a progressiva compactação do *hardware*, os sistemas de planejamento também se desenvolveram, possibilitando cálculos de dose e recursos de exibição de imagem cada vez mais sofisticados [16]. O planejamento de tratamento consolidou-se, assim, como o núcleo da radioterapia, constituindo um conceito central para garantir que a prescrição seja executada da forma mais eficaz possível, podendo ser visto o processo do sistema como um esquema ilustrativo na Figura 4. Como toda radiação envolve algum nível de risco, mesmo pequenos erros em dosimetria, entrega ou planejamento podem gerar efeitos prejudiciais, reforçando a necessidade de um processo de planejamento cuidadoso. O objetivo fundamental do planejamento é definir uma estratégia capaz de fornecer irradiação suficiente ao volume tumoral, preservando a maior proporção terapêutica antecipada [17].

Figura 4 – Esquema ilustrativo de um TPS.



Fonte: Adaptado do TRS 430 [16].

A complexidade e a sofisticação dos sistemas de planejamento cresceram de forma significativa na última década, refletindo avanços tanto em recursos computacionais quanto nas exigências clínicas dos tratamentos modernos [18]. Nesse contexto, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação recomenda que a incerteza total de tratamento de radioterapia nao deva ultrapassar 5%. Para que esse critério seja atendido, cada etapa do processo de tratamento, incluindo o planejamento, precisa apresentar incertezas substancialmente menores que esse limite, constituindo um objetivo essencial para a prática clínica [19]. Enquanto pequenos erros na entrega dos feixes tendem a ser aleatórios e variam diariamente, os erros introduzidos durante o planejamento apresentam caráter sistemático e persistem ao longo de todo o tratamento, podendo comprometer o controle tumoral ou aumentar o risco de complicações em tecidos normais [18].

O sistema de planejamento desempenha papel central na determinação da distribuição de dose que os feixes incidentes produzirão no corpo do paciente. Após a seleção do arranjo de feixes, o TPS realiza o cálculo da dose em todo o volume de interesse, fornecendo uma representação tridimensional da distribuição resultante. Além disso, o TPS determina

o tempo de feixe ou o número de unidades monitoras requeridas para cada campo com base no ponto de referência estabelecido no paciente, permitindo que o tratamento seja executado de acordo com os parâmetros planejados [16].

2.4 ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSE

Como visto na seção anterior, o Sistema de Planejamento de Tratamento desempenha um papel central na radioterapia, garantindo que os pacientes recebam com precisão as doses prescritas no plano terapêutico. Para isso, diversos fatores de correção são aplicados e o desempenho global do sistema depende diretamente dos algoritmos empregados em cada etapa do processo de planejamento. A funcionalidade e a qualidade do TPS são determinadas pelo tipo de algoritmo utilizado, uma vez que esses métodos representam sequências de operações aplicadas aos dados de entrada para produzir os resultados de interesse clínico [20].

Existem diferentes algoritmos utilizados no contexto do planejamento, sendo o mais conhecido o algoritmo de cálculo de dose. Esse algoritmo é responsável por determinar a dose em qualquer ponto do paciente, levando em consideração tanto as características do feixe quanto as propriedades do paciente. A precisão desses cálculos é essencial para a radioterapia moderna, especialmente em técnicas de intensidade modulada, tornando indispensável a implementação de programas estruturados de garantia de qualidade para verificar os planos gerados no TPS [20]. A relevância clínica dessa etapa tem impulsionado o desenvolvimento contínuo desses algoritmos, que continuam a evoluir de forma acelerada, dada a importância da concordância entre as doses calculadas e entregues para os desfechos terapêuticos [21].

Entre os algoritmos amplamente utilizados em prática clínica, destaca-se os algoritmos de convolução. Sendo seu principal representante *Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)* da *Varian*™. Esse método utiliza *kernels* derivados de simulações Monte Carlo e modela separadamente fótons primários, fótons espalhados e elétrons contaminantes. O conceito de *kernel* desempenha papel fundamental na estrutura dos algoritmos baseados em convolução. Um *kernel* representa a energia depositada no meio após uma interação primária do feixe. Ele pode ser decomposto em duas partes: o *kernel* primário, responsável pela dose proveniente das interações primárias, e o *kernel* de espalhamento, que descreve as doses resultantes das interações de espalhamento simples e múltiplas [22]. A combinação dessas componentes permite modelar de maneira eficiente a distribuição tridimensional de dose, especialmente em regiões com variações de densidade. A heterogeneidade dos tecidos é tratada por meio do escalonamento das funções de deposição de energia de acordo com a densidade eletrônica em dezesseis direções laterais. As doses finais no paciente são obtidas pela superposição das contribuições de dose provenientes de fótons e elétrons calculadas separadamente. A atratividade clínica do algoritmo AAA decorre de seu curto tempo de

cálculo aliado a uma precisão satisfatória quando comparado ao método de Monte Carlo, considerado o padrão-ouro para cálculos de dose [22].

2.4.1 Grade de cálculo no sistema de planejamento

A precisão do cálculo de dose em sistemas de planejamento de tratamento é influenciada por diversos fatores, incluindo os dados medidos do feixe, a modelagem empregada, o algoritmo de cálculo de dose utilizado e as imagens do paciente. Entre esses elementos, o tamanho da grade de cálculo, também chamado de resolução da grade, é um parâmetro fre- quentemente negligenciado. Essa grade corresponde ao conjunto de voxels tridimensionais, visto na Figura 5, utilizado para o cálculo direto da dose e é distinta da grade empregada na otimização do plano, que depende do sistema de planejamento. No *Eclipse*™, por exemplo, a grade padrão de otimização é de 2,5 mm [23].

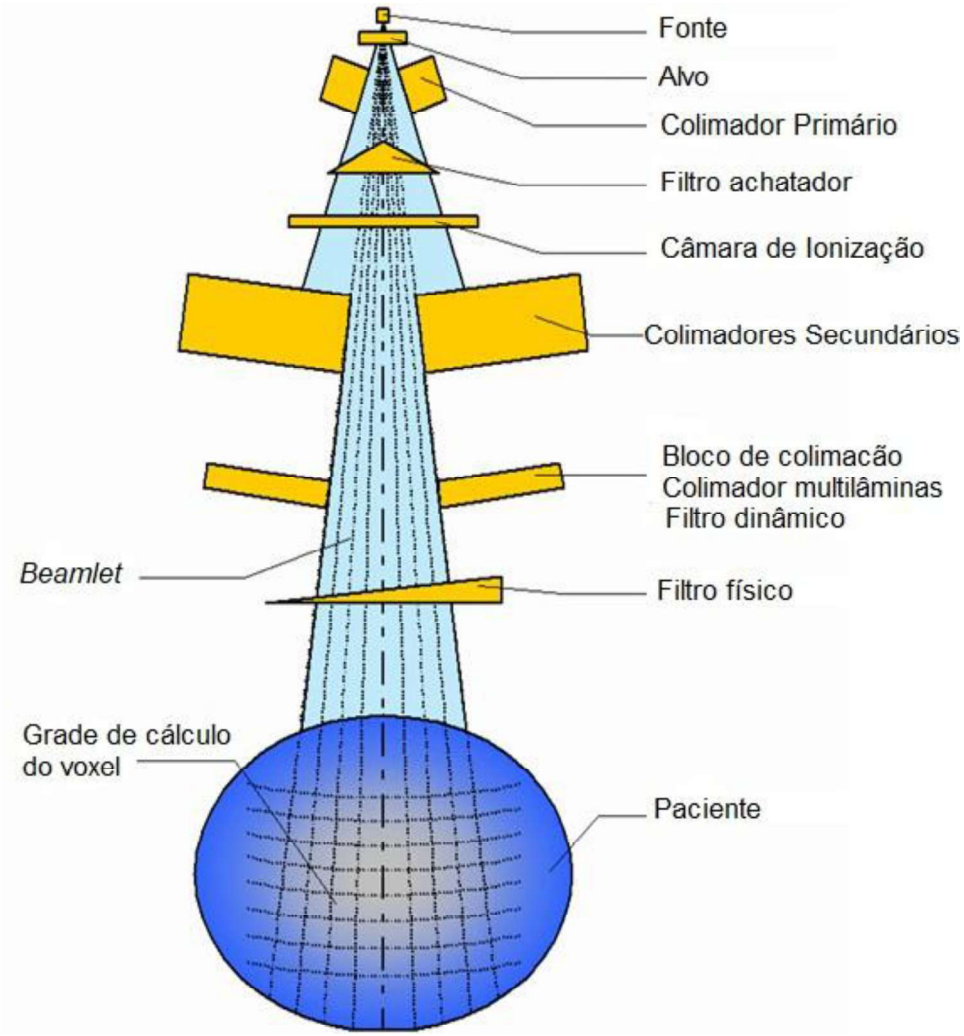
O tamanho da grade de cálculo não deve ser confundida com o tamanho de pixel das imagens de tomografia computadorizada, que depende do sistema de aquisição e é tipicamente menor que 2×2 mm^2. Sistemas comerciais de planejamento geralmente oferecem tamanhos de grade entre 1 e 10 mm para o cálculo da dose. Grades entre 2,5 e 5 mm são amplamente utilizadas como compromisso de um equilíbrio entre tempo computacional e precisão do cálculo [23].

Como os cálculos tridimensionais de dose dependem de voxels definidos pela espessura do corte, o tamanho dessas unidades influência diretamente a precisão da dose e a estimativa de volume, consequentemente afetando também a forma do histograma dose-volume (DVH). Quando uma grade grossa é utilizada, como por exemplo 5 mm, a separação entre os centros dos voxels torna-se grande, exigindo interpolação em regiões intermediárias e reduzindo a precisão do cálculo quando comparada a grades mais finas, como 2 mm. Assim, recomenda-se conhecer com precisão a dose em cada voxel relevante do volume de interesse [23].

Em VMAT, uma grade de 2,5 mm é suficiente para reduzir o erro de cálculo da dose para valores inferiores a 1%. Na radiocirurgia, onde doses elevadas são entregues de forma altamente localizada, técnicas modernas de posicionamento e localização alcançam precisão entre 0,2 e 0,6 mm. Dessa forma, com maior precisão geométrica e gradientes de dose mais acentuados, o uso de grades menores torna-se mais relevante para garantir cálculos de dose adequados. Contudo, grades muito finas aumentam de maneira significativa o tempo computacional, podendo tornar o planejamento impraticável [24].

A escolha do tamanho da grade influencia diretamente a qualidade dos planos, afe- tando a conformidade, o gradiente e a cobertura do alvo. Assim, para cálculos precisos, recomenda-se utilizar o menor tamanho de grade possível dentro das limitações clínicas e computacionais do serviço [24].

Figura 5 – Divisão de um feixe largo, componentes da unidade de tratamento.



Fonte: Adaptado de *Varian Medical Systems* (2014) [25].

2.4.2 Histogramas Dose-Volume (DVH)

O planejamento tridimensional do tratamento envolve uma grande quantidade de informações, resultantes dos cálculos volumétricos de dose, que podem ser exibidas em múltiplos planos ou representações espaciais tridimensionais. Contudo, a interpretação direta dessas distribuições pode ser complexa, motivando o uso de ferramentas que sintetizem essas informações de maneira mais acessível. Os histogramas dose-volume (DVH) surgem como uma forma eficaz de condensar a distribuição tridimensional de dose e apresentá-la de maneira gráfica e interpretável, permitindo avaliar a distribuição de radiação ao longo do volume-alvo e de órgãos adjacentes [26].

Um DVH pode ser construído como um histograma diferencial, que expressa o volume acumulado em cada intervalo de dose, ou como um histograma cumulativo, que representa o volume recebendo uma dose maior ou igual a determinado valor. Na prática clínica,

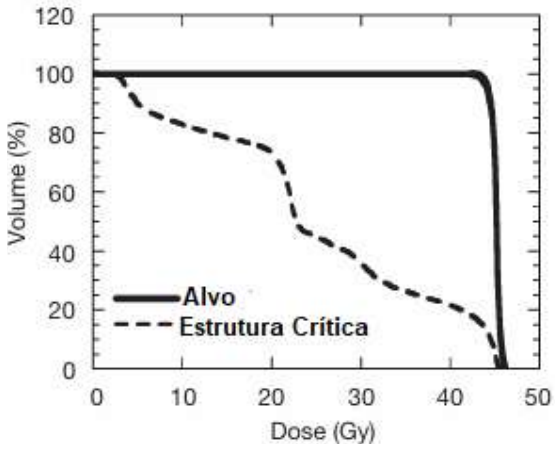
utiliza-se predominantemente a forma cumulativa, referida simplesmente como DVH. O volume pode ser expresso em termos relativos (percentual do volume total) ou absolutos, dependendo da finalidade da análise [26].

Os DVHs têm papel central na revisão dos planos de tratamento, auxiliando na verificação da homogeneidade e adequação da dose no alvo, bem como na identificação de regiões de alta dose em tecidos normais [26]. Embora amplamente utilizados há mais de 30 anos, é importante destacar que o DVH carece completamente de informação espacial: ele não indica onde, dentro do volume, a dose está localizada. Ainda assim, é capaz de fornecer indicativos relevantes sobre controle tumoral e risco de toxicidades, por meio da fração do volume que recebe determinados níveis de dose [27].

Apesar de sua utilidade, o DVH tradicional revisa apenas a distribuição de dose planejada em condições ideais de simulação. Diversos fatores podem levar a discrepâncias entre a dose planejada e a entregue, como incertezas na definição do alvo, erros de posicionamento, variações anatômicas ou movimento intrafracional, comprometendo a representatividade do DVH nominal para a dose efetivamente recebida pelo paciente. Em cenários extremos, a dependência exclusiva do DVH nominal pode levar à seleção de planos subótimos, uma vez que diferentes soluções podem exibir DVHs quase idênticos, apesar de diferenças relevantes nas distribuições espaciais de dose [27].

A Figura 6 apresenta o DVH cumulativo do alvo e de uma estrutura crítica para um plano. A curva é mostrada em termos de porcentagem de volume versus dose, que é a forma mais comum de visualização. [8]

Figura 6 – Histograma dose-volume (DVH) teórico ilustrando o comportamento típico das curvas do alvo e de estruturas críticas.



Fonte: Adaptado de Podgorsak e colaboradores [8] .

2.5 VOLUME DE TRATAMENTO

A definição dos volumes envolvidos no tratamento radioterápico é fundamental para garantir que a dose prescrita seja corretamente depositada no tecido alvo, ao mesmo tempo em que estruturas saudáveis são preservadas. Os Relatórios ICRU 50 e ICRU 62 estabelecem a nomenclatura e a descrição desses volumes, fornecendo uma padronização internacional para planejamento, comparação e avaliação dos tratamentos [28].

O volume tumoral macroscópico (GTV) corresponde à porção visível ou palpável do tumor, representando a extensão diretamente identificável do crescimento maligno. Ele é definido com base em exames de imagem, avaliação clínica, patologia e informações histológicas, refletindo a região onde a densidade celular maligna é maior [8, 28].

O volume-alvo clínico (CTV) consiste no GTV acrescido de áreas que podem conter doença microscópica subclínica e que devem ser tratadas adequadamente para alcançar o objetivo terapêutico. Esse volume é determinado pelo radio-oncologista, frequentemente utilizando uma margem fixa ou variável ao redor do GTV e levando em consideração regiões anatômicas de risco, como cadeias linfonodais [8].

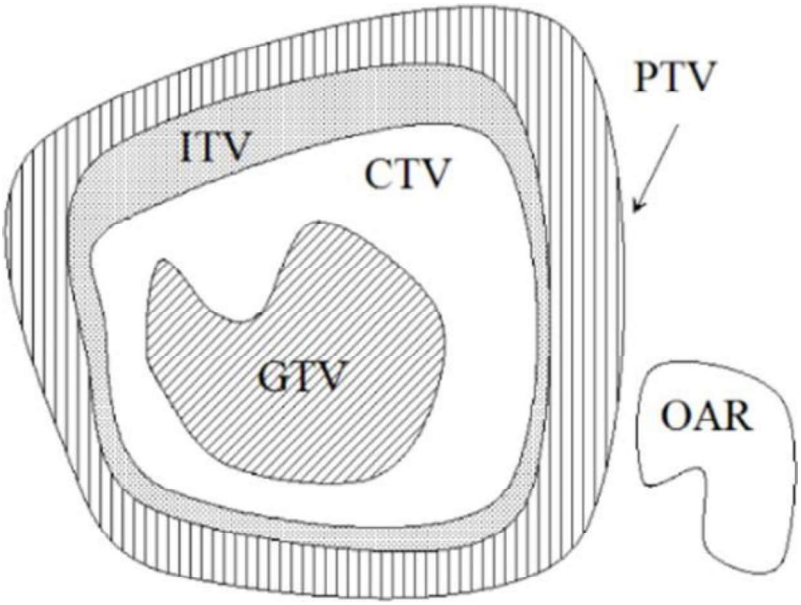
O volume-alvo interno (ITV) foi introduzido para representar o CTV somado às variações previsíveis de posição e forma decorrentes de fenômenos fisiológicos, como respiração e movimentação de órgãos. Esse conceito foi originalmente proposto por Landberg e colaboradores e posteriormente adotado pela ICRU como forma de descrever o comportamento dinâmico do alvo dentro do corpo do paciente [28].

O volume-alvo planejado (PTV) é um conceito geométrico que incorpora o ITV e inclui margens adicionais destinadas a compensar todas as incertezas geométricas associadas ao tratamento, como variações de posicionamento do paciente e tolerâncias mecânicas da máquina. O objetivo do PTV é garantir que a dose prescrita seja realmente absorvida no CTV, independentemente das incertezas presentes durante o processo de entrega [8, 28]. O PTV está vinculado ao sistema de referência do equipamento de tratamento e é frequentemente representado como o CTV acrescido de margens fixas ou variáveis.

Além dos volumes-alvo, estruturas normais devem ser identificadas como órgãos em risco (OAR), definidos como tecidos cuja sensibilidade à radiação é tal que a dose recebida pode ultrapassar limites toleráveis, tornando necessária a imposição de restrições específicas durante o planejamento [8]. Órgãos com baixa tolerância ou localizados próximos ao volume-alvo exigem especial atenção, pois podem influenciar tanto os arranjos de feixes quanto a dose prescrita. A ICRU também descreve o volume de órgão em risco para planejamento (PRV), que corresponde ao OAR acrescido de margens destinadas a representar incertezas de movimento e posicionamento [28].

A correta delimitação desses volumes, mostrados na Figura 7, constitui uma etapa essencial do planejamento tridimensional, estabelecendo as bases para a distribuição de dose, arranjo dos campos, avaliação de riscos e interpretação dos resultados clínicos.

Figura 7 – Representação esquemática dos volumes relacionados ao planejamento radioterápico, incluindo GTV, CTV, ITV e PTV.



Fonte: Adaptado de Podgorsak e colaboradores [8].

2.6 RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA

A radiocirurgia pode ser definida como o tratamento que utiliza radiação ionizante de forma altamente focal e precisa, com intenção ablativa do alvo. Por meio de múltiplos feixes, alguns não-coplanares que convergem para o volume de interesse, a distribuição de dose resultante apresenta máxima concentração dentro da lesão tratada e queda acentuada nos tecidos adjacentes, permitindo elevada preservação dos tecidos sadios. A precisão necessária é alcançada com o uso de dispositivos rígidos de imobilização e técnicas de imagem durante a entrega do tratamento [29].

Originalmente concebida como um tratamento em dose única, a radiocirurgia passou a abranger também regimes de até cinco frações, mantendo a mesma filosofia de precisão geométrica e alta dose por fração. De acordo com consenso da DEGRO, a precisão geométrica tridimensional avaliada por testes de Ponta a Ponta deve apresentar incertezas máximas de 1 mm para SRS, 1,25 mm para SRS fracionada (SRS-F) e 1,5 mm para radiocirurgia extracraniana em alvos sujeitos a movimento [29].

A radiocirurgia estereotáxica (SRS) é amplamente utilizada no manejo de metástases intracranianas. Mais da metade dos pacientes oncológicos que desenvolvem metástases cerebrais apresenta múltiplas lesões, e a SRS tornou-se uma alternativa consolidada à radioterapia de cérebro total (WBRT), oferecendo melhor controle local e preservação de estruturas críticas [30, 31]. A SRS permite entregar altas doses em volumes-alvo bem definidos, produzindo distribuições de dose altamente conformadas.

Historicamente, o tratamento de múltiplas lesões intracranianas era realizado com múltiplos isocentros (MI), atribuindo-se um isocentro para cada lesão. Essa abordagem, porém, aumenta significativamente o tempo total de tratamento, pois exige reposicionamento e nova aquisição de imagem antes da irradiação de cada isocentro. Sessões prolongadas elevam o desconforto do paciente e aumentam a probabilidade de erros intrafracionais [31, 30]. A WBRT, utilizada por décadas nesses casos, está associada a efeitos colaterais importantes, como perda de memória, alopecia, disfunção hipofisária e redução da audição, além de resultados clínicos desfavoráveis [32].

A introdução de técnicas baseadas em aceleradores lineares permitiu o uso de um isocentro único (SI) para o tratamento simultâneo de múltiplas lesões. Essa estratégia reduz de forma substancial a duração do tratamento e melhora a tolerabilidade, mantendo controle local adequado e doses aceitáveis aos órgãos em risco [31]. Sistemas modernos, como a plataforma *HyperArc*™, foram desenvolvidos especificamente para otimizar o tratamento de múltiplas metástases usando um único plano VMAT, mitigando desafios relacionados ao posicionamento e à eficiência clínica [32].

Do ponto de vista dosimétrico, estudos mostram que tanto planos MI quanto SI podem atingir conformidade adequada e respeitar limites para órgãos em risco. Entretanto, a distância entre o isocentro e cada PTV tem impacto direto na qualidade do plano SI: quanto mais distante a lesão estiver do isocentro, pior tendem a ser os índices de gradiente e conformidade [31]. Além disso, deslocamentos translacionais e rotacionais afetam ambos os tipos de plano, mas planos SI são mais sensíveis a erros rotacionais, especialmente quando alvos pequenos estão posicionados mais longe do isocentro [31, 6].

Deslocamentos translacionais iguais ou superiores a 1,5 mm e rotações acima de 1,5° degradam a cobertura e a conformidade do PTV, podendo levar a planos clinicamente inaceitáveis. Esses desvios devem ser evitados para preservar tanto a cobertura do alvo quanto as restrições dos órgãos em risco [31]. A literatura destaca ainda que, na radiocirurgia de isocentro único para múltiplas lesões intracranianas (SIRMIT), a precisão submilimétrica é essencial, pois alvos menores e mais distantes apresentam maior risco de perda de cobertura sob deslocamentos milimétricos. A cobertura adequada do GTV é definida como a irradiação de pelo menos 95% de seu volume com a dose prescrita ($V100\% \geq 95\%$) [6]

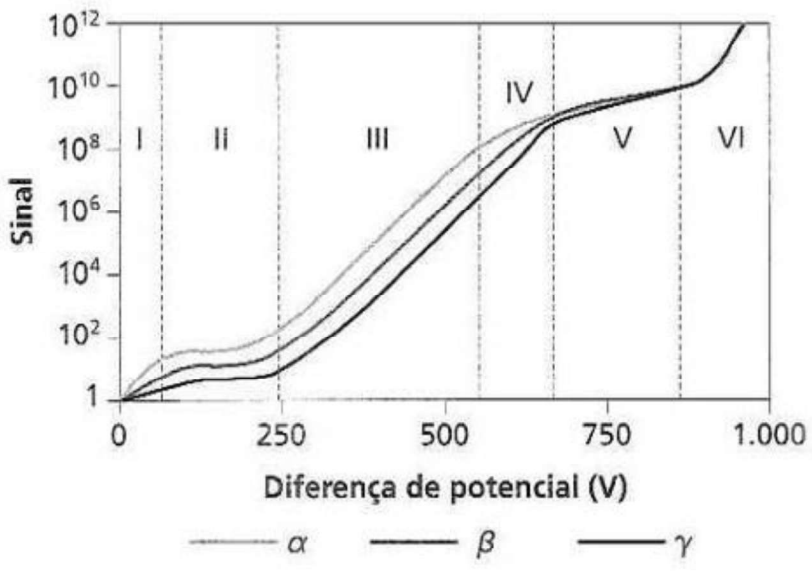
Além disso, deslocamentos de posicionamento degradam a cobertura e a conformidade do PTV nas abordagens de isocentro único e múltiplos isocentros, tornando-se mais pronunciados conforme aumenta a magnitude do erro. Deslocamentos translacionais iguais ou superiores a 1,5 mm resultam em planos clinicamente não aceitáveis [31].

2.7 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A câmara de ionização é um dos mais tradicionais e amplamente utilizados detectores de radiação, sendo considerada o dosímetro padrão para medições precisas em radioterapia [33]. Esses detectores pertencem ao grupo dos instrumentos de ionização gasosa, cujo princípio de operação baseia-se na coleta direta dos pares elétron–íon produzidos pela passagem da radiação em um gás. A configuração típica consiste em um recipiente cilíndrico de paredes condutoras, geralmente com uma janela fina em uma das extremidades, preenchido por um gás adequado. Ao longo do eixo do cilindro é mantido um fio condutor submetido a uma diferença de potencial positiva em relação às paredes, estabelecendo um campo elétrico radial responsável pela coleta da carga gerada pela radiação [34].

Quando partículas carregadas ou fótons interagem com o gás, ocorre a criação de pares elétron–íon, cujo número médio é proporcional à energia depositada no volume sensível. Sob a ação do campo elétrico, elétrons migram em direção ao ânodo enquanto íons positivos se deslocam para o cátodo, originando um sinal mensurável [34]. A operação da câmara ocorre na região de ionização, (região II, Figura 8), na qual praticamente toda a carga produzida é coletada sem multiplicação e sem dependência significativa da tensão aplicada, conferindo alta estabilidade e baixa sensibilidade a variações ambientais [35].

Figura 8 – Curva característica de detectores gasosos, evidenciando as regiões de operação.



Fonte: Adaptado de Okuno e colaboradores [35].

Na radioterapia, câmaras com volumes próximos de 0,6 cm^3 são amplamente empregadas na verificação dosimétrica de feixes de fótons e elétrons destinados ao tratamento de pacientes, sendo construídas com paredes de materiais de baixo número atômico e preenchidas com ar à pressão atmosférica [35]. Essas câmaras permanecem como dosímetros de referência devido à estabilidade da resposta, facilidade de uso, baixo custo,

ampla disponibilidade comercial e rastreabilidade de calibração aos padrões secundários. A calibração em termos de dose absorvida na água ($N_{D,w}$) tem uso consolidado, reforçando sua aplicação tanto em campos convencionais quanto pequenos [36].

Entretanto, em feixes muito pequenos, câmaras de 0,6 cm^3 tornam-se inadequadas por introduzirem perturbações significativas e efeitos de média volumétrica [36]. Nesse contexto, o volume ativo passa a ser um parâmetro crítico. O desenvolvimento de técnicas altamente moduladas, como IMRT e SRS, levou à necessidade de detectores com volumes menores, capazes de medir com maior resolução espacial. Entre essas soluções, destacam-se modelos como a *PTW PinPoint 3D*, com cavidade de 0,016 cm^3 e paredes delgadas (segundo o fabricante), projetada para minimizar perturbações e permitir medições precisas em campos pequenos [37].

Dessa forma, a câmara de ionização se mantém como um dos elementos essenciais da dosimetria clínica, oferecendo precisão, confiabilidade e adaptabilidade para diferentes condições de feixe.

2.8 CAMPOS PEQUENOS

Os avanços das técnicas modernas de radioterapia, como radiocirurgia estereotáxica (SRS), ampliaram significativamente o uso de campos de radiação com dimensões inferiores a 3 cm, frequentemente estáticos ou dinâmicos. A utilização crescente de campos subcenti- métricos tornou a dosimetria mais complexa devido ao comportamento do transporte de elétrons secundários gerados pela interação dos fótons com o meio [38]. Nesse cenário, a definição e caracterização dos campos pequenos passaram a ter papel central na prática clínica e na dosimetria de precisão.

A classificação de um feixe como campo pequeno depende do desequilíbrio de partículas carregadas, do tamanho da fonte primária e da relação entre o tamanho do feixe e o tamanho do detector empregado [38]. O relatório IAEA TRS-483 estabelece que um feixe de fótons é considerado pequeno quando pelo menos uma das seguintes condições é satisfeita: (i) perda de equilíbrio lateral de partículas carregadas (LCPE); (ii) oclusão parcial da fonte primária pelo sistema de colimação; (iii) dimensões do detector comparáveis ou superiores às do feixe. As duas primeiras condições são determinadas pelas características do feixe, enquanto a terceira depende do detector, e todas resultam na sobreposição da penumbra com o volume sensível [39].

A perda de LCPE ocorre quando a largura do campo é menor que o alcance lateral dos elétrons secundários responsáveis pela deposição de dose, fenômeno dependente da energia do feixe. A oclusão parcial da fonte primária surge quando o colimador reduz o campo a dimensões comparáveis ou menores que o tamanho do foco de bremsstrahlung, reduzindo a saída central e modificando o espectro. Esses dois fenômenos provocam queda acentuada da saída com a redução do tamanho do campo, especialmente em energias mais

altas ou em meios de menor densidade [39].

Essa alteração do comportamento do feixe produz discrepância entre o tamanho geométrico do campo e o tamanho efetivo de irradiação. Em campos pequenos, a largura total à meia-altura (FWHM) deixa de coincidir com a abertura colimada, caracterizando o alargamento aparente do campo. Por isso, o TRS-483 recomenda que a definição de tamanho de campo seja explicitada e que o FWHM seja adotado como referência para seleção de fatores de correção do detector [39].

O parâmetro r_{LCPE} representa o raio mínimo de um campo circular capaz de manter equilíbrio lateral de partículas carregadas. Esse parâmetro depende da energia do feixe e foi determinado por meio de simulações Monte Carlo, resultando na relação:

$$r_{\mathrm{LCPE}} = 8.369 \times \mathrm{TPR}_{20,10}(10) - 4.382, \tag{2.1}$$

expressa em centímetros e definida em função do índice de qualidade convencional $\mathrm{TPR}_{20,10}(10)$ [39].

Quando o índice de qualidade é expresso por meio da porcentagem da dose na profundidade de 10 cm em relação à dose máxima, para um campo de $10 \times 10\ \mathrm{cm}^2$ ($\%dd(10, 10)_x$), o valor de r_{LCPE} pode ser obtido usando a relação alternativa:

$$r_{\mathrm{LCPE}} = 77.97 \times 10^{-3} \times \%dd(10, 10)_x - 4.112. \tag{2.2}$$

Os campos pequenos têm importância clínica significativa, proporcionando alta conformidade e preservação de órgãos críticos, além de reduzir a toxicidade ao tecido normal. Um campo é frequentemente considerado pequeno quando sua dimensão é inferior ao alcance lateral dos elétrons depositadores de dose; valores menores que $3 \times 3\ \mathrm{cm}^2$ são típicos para fótons de 6 MV [36], valendo ressaltar que depende do tamanho do detector. Em aplicações modernas, campos anteriormente variando entre $4 \times 4\ \mathrm{cm}^2$ e $40 \times 40\ \mathrm{cm}^2$ são substituídos por feixes milimétricos, especialmente em SRS. Assim, campos menores que $3 \times 3\ \mathrm{cm}^2$ requerem atenção especial em medições e cálculos de dose [38].

A determinação de um campo como pequeno também depende do tamanho da fonte, do tamanho do detector e do alcance dos elétrons no meio irradiado [40]. O tamanho finito da fonte pode produzir perfis borrados e ampliar a penumbra geométrica quando o campo não abrange toda a região emissora, comprometendo métricas tradicionais como o FWHM [40].

Dessa forma, a definição, caracterização e dosimetria de campos pequenos constituem elementos essenciais das técnicas modernas de radioterapia, exigindo critérios físicos bem estabelecidos, detectores apropriados e procedimentos rigorosos para garantir precisão na entrega da dose.

2.9 UNIDADE MONITORA (UM)

A unidade monitora (UM) é o parâmetro que determina a quantidade de radiação entregue ao paciente em um tratamento de radioterapia [41]. Por ser um procedimento médico, a entrega da dose requer confirmação independente, realizada por meio de um processo de cálculo e revisão do prontuário, conduzido antes e durante o tratamento [42]. A verificação independente da UM constitui um componente essencial desse processo, permitindo confirmar que o valor programado para a entrega da radiação está correto.

Nos sistemas modernos de radioterapia, a maioria dos cálculos de UM é realizada por programas computadorizados que utilizam dados inseridos no sistema de planejamento (TPS) e protocolos de transferência de informações menos suscetíveis a erros de digitação ou transcrição [42]. Entretanto, mesmo com a evolução dos algoritmos de cálculo de dose e dos sistemas de planejamento baseados em imagens tridimensionais, a verificação independente continua necessária, pois a UM está diretamente relacionada à administração da dose e pode ser influenciada por múltiplos fatores clínicos e dosimétricos [41].

A UM primária corresponde ao valor utilizado na entrega real do tratamento, enquanto a UM de verificação representa um cálculo independente destinado a confirmar a UM primária, sem ser utilizada para tratamento. Em técnicas modernas como IMRT e VMAT, a complexidade dos algoritmos de planejamento torna a verificação uma etapa fundamental para garantir consistência e precisão na entrega da dose [41]. Assim, a UM permanece como uma grandeza central no processo de radioterapia, integrando o controle de qualidade, a segurança e a confiabilidade dos tratamentos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os métodos adotados para este estudo foram projetados para reproduzir, de forma controlada, condições geométricas realistas encontradas em radiocirurgia estereotáxica para lesões pequenas. O arranjo foi estruturado para avaliar como diferentes posicionamentos do isocentro influenciam a resposta dosimétrica frente a erros translacionais de 1 a 3 mm, permitindo comparar um isocentro único entre duas lesões e um isocentro posicionado diretamente no interior da lesão.

Para isso, utilizaram-se o simulador antropomórfico *RUBY™* com o *insert* "*System QA MultiMet* ", câmaras de ionização de volumes sensíveis reduzidos, incluindo a *PTW® PinPoint 3D* (*PTW Dosimetry Company*) modelo 31016, com volume sensível de 0,016 cm^3, e a câmara *Semiflex®* (*Semiflex Ionization Chamber 31021*), com volume sensível de 0,07 cm^3, e planejamentos utilizando a tecnica de VMAT elaborados no sistema *Eclipse™*. As irradiações foram realizadas no acelerador linear Clinac CX Varian™, e as leituras obtidas foram corrigidas e analisadas conforme os protocolos TRS-398 e TRS-483. Para a validação dos cálculos de dose em radioterapia, foi utilizado o simulador antropomórfico *RUBY™*, como mostra a Figura 9, desenvolvido pela empresa *PTW®*, equipado com o *insert* "*System QA MultiMet* ". Adicionalmente ao simulador antropomórfico base, empregou-se o módulo de cabeça *RUBY™*, que se integra ao sistema principal. Este módulo é compatível com todas as inserções que contenham marcadores de tomografia computadorizada (TC), os quais são utilizados para indicar uma posição de referência.

O simulador antropomórfico foi especialmente projetado para aplicações com feixes externos, permitindo a verificação precisa de planejamentos e a medição da dose entregue durante o tratamento, como ilustrado na Figura 9. O sistema possibilita a realização do teste de Ponta a Ponta (*end to end*) em tratamentos de múltiplas metástases, com isocentro único ou com ele em cada lesão, sendo dedicado à verificação dessas técnicas, com ou sem a indução de erros de rotação e translação da mesa.

Sua estrutura permite o posicionamento de três detectores em diferentes locais, simulando metástases cerebrais tratadas simultaneamente com um único isocentro. Além disso, o simulador antropomórfico contém três cilindros de material equivalente ao osso, que fornecem o número de *Hounsfield* (HU) necessário para medidas com correção de heterogeneidades e/ou fornecem o contraste em imagens, para a relização de fusões com Ressonância Nuclear Magnética (RNM), utilizando raios X de quilovoltagem (kV).

Figura 9 – Simulador antropomórfico *RUBY*™ utilizado no trabalho.

Fonte: O Autor (2025).

Com o intuito de simular e medir dose em duas lesões de radiocirurgia, foram utilizadas uma câmara *PTW® PinPoint 3D* (*PTW Dosimetry Company*), modelo 31016, e uma câmara *Semiflex®* (*Semiflex Ionization Chamber 31021*).

A escolha pelas camaras de ionização *PTW®* se deram especialmente pelas suas elevadas precisões nas medições de dose em campos pequenos, embora também apresentem bom desempenho em campos de maiores dimensões. Seu design, no caso da câmara *PinPoint 3D®* modelo 31016, é compacto e orientado radialmente em relação ao feixe, favorecendo excelente comportamento tridimensional e reduzida dependência direcional. Além disso, o volume sensível extremamente pequeno, de apenas 0,016 cm^3, reduz efeitos de volume finito e aumenta a capacidade de resolução espacial em regiões de alto gradiente de dose, o que a torna adequada para medições em campos estereotáxicos e de alta precisão. [43]

Por sua vez, a câmara *Semiflex®* apresenta características tridimensionais excepcionais e um volume sensível de 0,07 cm^3. Atende aos requisitos de classe de referência estabelecidos pela norma IEC 60731 e pelo adendo do AAPM TG-51. Projetada para irradiação axial e radial, é especialmente indicada para testes de dose pontual em pacientes, sendo uma escolha ideal quando utilizada em conjunto com o sistema *RUBY™*. Seu design equilibrado entre tamanho compacto, características 3D e alta sensibilidade permite realizar medições

de dose em campos tão pequenos quanto 2,0 × 2,0 cm^2, atendendo rigorosamente às recomendações do adendo AAPM TG-51 e do protocolo IAEA TRS-483 para câmaras de referência. [44]

Dessa forma, a escolha das câmaras de ionização foi motivada por sua capacidade de fornecer uma melhor correlação com as lesões tratadas em procedimentos de radiocirurgia, que constituem o foco principal deste estudo.

A seguir são descritas, de forma detalhada, as etapas necessárias para a realização deste trabalho: aquisição de imagens, delineamento dos volumes, simulação do tratamento e coleta de dados

3.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS

Os detectores, como exemplificado na Figura 10, e o *insert* "*System QA MultiMet*" foram posicionados no simulador *RUBY™*, que foi submetido à tomografia no equipamento *Brilliance Big Bore®* da Philips. O objetivo desse procedimento foi a aquisição das imagens tomográficas utilizadas no planejamento do tratamento.

Figura 10 – Câmara de ionização *PinPoint 3D®*.

Fonte: O Autor (2025).

3.2 DELINEAMENTO DO PTV

Nesta etapa, as imagens foram exportadas para o sistema de planejamento *Eclipse™* (versão 16.1), da *Varian Medical Systems* (Palo Alto, CA, USA), com o objetivo de delinear o volume que seria utilizado como PTV (lesão).

A definição do PTV teve como base o volume sensível das câmaras de ionização *PTW® PinPoint 3D* e *Semiflex®* da *PTW®*. O delineamento seguiu as recomendações do relatório ICRU 62.

Para garantir maior segurança no tratamento, foi adicionada uma margem de 3 mm ao redor do volume delineado das câmaras de ionização, chamada de "PTV Margem". Essa margem tem como função compensar pequenas variações que podem ocorrer durante o processo, devido ao volume pequeno das câmaras de ionização. Esse tipo de cuidado é especialmente importante em tratamentos de alta precisão, como SRS e SBRT, nos quais os alvos costumam ser muito pequenos, como é o caso do volume da câmara utilizada neste estudo, e alem disso, possuindo, na maioria das vezes, uma grande variação de dose conforme a caracteristica desses tipos de tratamentos.

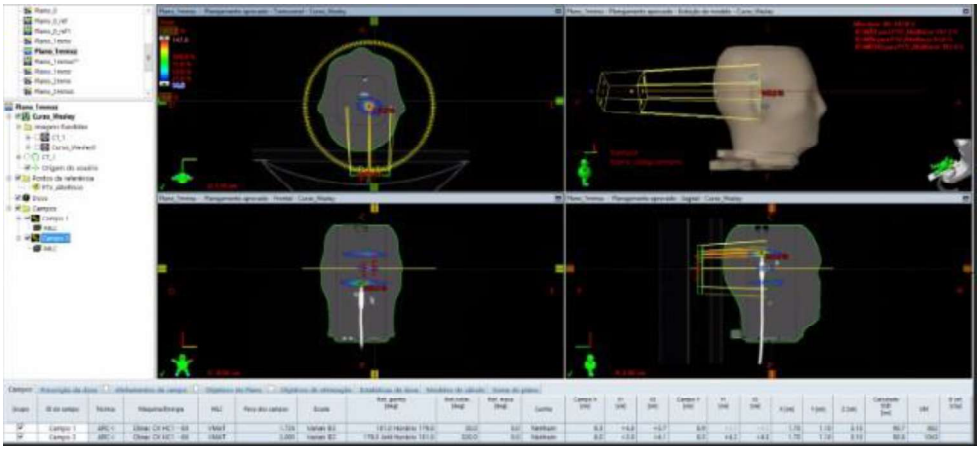
3.3 PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADO DO TRATAMENTO

O planejamento do tratamento foi realizado utilizando a técnica de VMAT, amplamente empregada em procedimentos de SRS e SBRT. Foi elaborado um plano com um arco completo de 360° no sentido horário. O sistema utilizado foi o *Eclipse™* (versão 16.1), da *Varian Medical Systems* (Palo Alto, CA, USA), conforme mostra a Figura 11 aplicando-se um campo de 2×2 cm. Vale ressaltar que os planejamentos gerados neste estudo tiveram finalidade exclusivamente dosimétrica, não constituindo o foco principal do trabalho.

Foram elaborados dois conjuntos distintos de planejamento. No primeiro, utilizaram-se duas câmaras de ionização, a *PinPoint 3D ®* modelo 31016 e a *Semiflex 3D ®*, posicionadas de modo que o isocentro estivesse localizado entre elas, simulando o plano original referente às duas lesões com isocentro único. A partir desse arranjo, foram gerados planos adicionais induzindo-se erros geométricos de 1 mm, 2 mm e 3 mm, aplicados individualmente nos eixos x e z, e simultaneamente nos eixos x e z.

O segundo planejamento consistiu em um arranjo no qual o isocentro foi posicionado diretamente dentro do volume sensível da câmara de ionização *PinPoint 3D ®* modelo 31016. Assim como no primeiro planejamento, foram induzidos deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 3 mm nos eixos x, z e simultaneamente em x e z, possibilitando a avaliação da resposta dosimétrica frente a pequenos desvios de posicionamento.

Figura 11 – Interface do sistema de planejamento *Eclipse*™.



Fonte: O Autor (2025).

3.4 MEDIDAS NO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO *RUBY* ™

Para este estudo, os planejamentos e as medições dosimétricas foram realizados utilizando o acelerador linear de elétrons *Clinac CX* ®, da Varian, equipado com o colimador multilâminas *High Definition 120* ® (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA, USA). Esse colimador é composto por 60 lâminas com espessura de 0,5 cm na região central dos campos e 60 lâminas com espessura de 1,0 cm na região periférica. O equipamento está instalado no Instituto Nacional de Câncer, localizado no bairro do Centro, no Rio de Janeiro, e foi utilizado com um feixe de fótons de 6 MV. A Figura 12 mostra o arranjo experimental utilizado para aquisição das leituras.

A coleta das medições foi realizada conectando-se as câmaras de ionização a um eletrômetro previamente calibrado, permitindo a obtenção precisa da carga em nanocoulombs (nC). As irradiações foram realizadas conforme os planos de tratamento elaborado, abrangendo o cenário sem deslocamentos e as configurações com desvios geométricos descritos na seção anterior. Esses planos foram aplicados no simulador *RUBY*™, utilizando uma dose prescrita de 500 cGy, equipado com as câmaras *PinPoint*, *SemiFlex* e, também, com o *insert* "*System QA MultiMet* ". Após a coleta dos dados, os cálculos das doses absorvidas foram realizados, com a aplicação das correções necessárias para garantir a precisão dos valores medidos, conforme os protocolos padronizados de dosimetria.

Figura 12 – Simulador *RUBY™* utilizado para a coleta de dados e medições de dose absorvida.

3.5 MÉTODOS DE CÁLCULO DE DOSE NA CÂMARA DE IONIZAÇÃO

Existem protocolos internacionais estabelecidos para a determinação da dose absorvida em radioterapia, sendo o mais utilizado o protocolo TRS 398 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Esse protocolo é amplamente adotado para medições de dose absorvida na água com feixes de fótons de megavoltagem. Ele se baseia em medições realizadas com uma câmara de ionização cilíndrica, cuja leitura, expressa em nanocoulombs (nC), é convertida em dose absorvida por meio da aplicação de fatores de correção e de um fator de calibração fornecido por um laboratório de calibração com padrão de referência secundário, rastreado por um laboratório padrão primário, como o Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD).

Os fatores de correção aplicados às medições com a câmara de ionização têm o objetivo de ajustar os valores obtidos, garantindo precisão e consistência em relação aos padrões dos laboratórios secundários de calibração. Esses ajustes consideram condições ambientais, como temperatura e pressão, além de efeitos relacionados à polaridade e à recombinação iônica. Quando a câmara de ionização não é utilizada em conjunto com o seu eletrômetro

calibrado, aplica-se ainda uma correção adicional, levando em conta a interação entre os dois equipamentos para assegurar a confiabilidade das leituras.

As correções de temperatura, pressão, polaridade e recombinação iônica foram aplicadas. O fator de correção para temperatura e pressão, representado por k_{TP}, é calculado com base nos valores de temperatura (T) e pressão (P) medidos na cavidade de ar da câmara durante a medição, utilizando como referência $T_0 = 20\,^{\circ}\mathrm{C}$ e $P_0 = 101{,}3$ kPa, conforme apresentado na equação 3.1

$$k_{TP} = \frac{P_0\,(273.15 + T)}{P\,(273.15 + T_0)}. \tag{3.1}$$

A incerteza associada a essa correção é indicada na equação 3.2

$$\Delta k_{TP} = k_{TP} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta P}{P}\right)^2 + \left(\frac{\Delta P_0}{P_0}\right)^2 + \left(\frac{\Delta T}{T}\right)^2 + \left(\frac{\Delta T_0}{T_0}\right)^2}. \tag{3.2}$$

Para as medições realizadas no arranjo com isocentro posicionado entre as duas lesões simuladas pelas câmaras de ionização, foram obtidos os valores de temperatura e pressão $T = 20^{\circ}\mathrm{C}$ e $P = 1014$ mbar, resultando no fator de correção

$$k_{TP} = 0{,}999 \pm 0{,}001.$$

Já para as medições realizadas no arranjo em que o isocentro foi posicionado diretamente no volume sensível da câmara de ionização, com valores de $T = 22{,}1^{\circ}\mathrm{C}$ e $P = 1011$ mbar, obteve-se

$$k_{TP} = 1{,}009 \pm 0{,}001.$$

O fator k_{elec} assume o valor de 1 quando a câmara e o eletrômetro são calibrados juntos; caso contrário, deve-se aplicar um valor específico definido separadamente. Já os fatores k_{pol} e k_s foram adotados como 1 com base em medições previamente realizadas no serviço durante a dosimetria, antes da coleta dos dados apresentados.

O fator de correção de polaridade, k_{pol}, é apresentado na equação 3.3 e é calculado com base nas leituras obtidas com polaridade positiva (M^+) e negativa (M^-):

$$k_{\mathrm{pol}} = \frac{|M^+| + |M^-|}{2M} \tag{3.3}$$

Para a correção da recombinação iônica, representada por k_s na equação 3.4, utilizam-se as leituras M_1 e M_2, correspondentes às tensões de operação normal e reduzida:

$$k_s = a_0 + a_1 \frac{M_1}{M_2} + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \tag{3.4}$$

Os coeficientes a_0, a_1 e a_2 utilizados nesses cálculos estão descritos na Tabela 9 do TRS 398. Essas correções ajustam os valores coletados em nC pelo eletrômetro, conforme a equação 3.5:

$$M = M_{\mathrm{bruto}} \cdot k_{TP} \cdot k_{\mathrm{elec}} \cdot k_{\mathrm{pol}} \cdot k_s \tag{3.5}$$

A dose absorvida em água para um feixe clínico de qualidade Q é determinada pelo formalismo

$$D_{w,Q} = M_Q \, N_{D,w,Q_0} \, k_{Q,Q_0}, \tag{3.6}$$

onde M_Q é a leitura corrigida, N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração da câmara para o feixe de referência, e k_{Q,Q_0} corrige a diferença entre a qualidade do feixe clínico e a do feixe de calibração.

A qualidade do feixe clínico é especificada pelo $TPR_{20,10}$ para um campo de 10×10 cm^2, conforme o TRS-398.

No entanto, no presente estudo o campo utilizado para irradiação não foi o campo de referência de 10×10 cm^2, mas sim um campo pequeno de 2×2 cm^2. Nessa situação, o protocolo TRS-398 não é suficiente para correção de resposta da câmara, sendo necessário aplicar o fator de correção específico para campos pequenos descrito no TRS-483.

Assim, o formalismo empregado neste estudo para o cálculo da dose absorvida incorpora o fator de qualidade do feixe e o fator adicional para campo pequeno, sendo dado por:

$$D_{w,Q} = M_Q \, N_{D,w,Q_0} \, k_{Q,Q_0} \, k_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}$$

onde o termo

$$k_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}$$

é o fator de correção do TRS-483 que ajusta a diferença entre o campo clínico reduzido (2×2 cm^2) e o campo de referência utilizado para calibração.

As incertezas associadas a k_{Q,Q_0} e N_{D,w,Q_0} foram obtidas diretamente do TRS-398 (Rev. 1, 2024).

No caso do acelerador utilizado neste estudo, Clinac CX com feixe de 6 MeV, a qualidade do feixe é $Q = 0{,}667$. Como esse valor encontra-se entre os pontos tabelados 0,65 e 0,68, foi necessária a interpolação linear para a determinação de k_{Q,Q_0}.

De acordo com a Tabela 15 do TRS-398, a incerteza típica associada ao fator k_{Q,Q_0} para câmaras de referência é da ordem de $0{,}4\%$. Já a incerteza associada ao fator de calibração N_{D,w,Q_0} fornecido pelo laboratório de dosimetria secundário é aproximadamente $0{,}5\%$. Adicionalmente, para o fator de correção aplicado aos campos pequenos, $k_{Q_{\text{clin}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{clin}},f_{\text{msr}}}$, considerou-se uma incerteza da ordem de $0{,}4\%$, conforme recomendado pelo TRS-483. Todos esses valores foram incluídos na análise final de incertezas da dose.

Para o cálculo do fator k_{Q,Q_0}, foram utilizados os valores de qualidade para as câmaras Semiflex 3D e PinPoint 3D:

- SemiFlex 3D (PTW31021): $k_{Q,Q_0}(0{,}65) = 0{,}9925$ e $k_{Q,Q_0}(0{,}68) = 0{,}9886$;
- PinPoint 3D (PTW31016): $k_{Q,Q_0}(0{,}65) = 0{,}994$ e $k_{Q,Q_0}(0{,}68) = 0{,}9905$;

As Tabelas 1, 2, 3 a seguir apresentam os fatores obtidos para cada câmara:

Tabela 1 – *Câmara de Ionização PinPoint 3D (PTW31016) na primeira medição*

Fator	Valor
k_{TP}	0,999 ± 0,001
k_{Q,Q_0}	0,992 ± 0,004
$k_{Q_{clin}}$	1,004 ± 0,004
N_{D,w,Q_0} (Gy/C)	(2,56 ± 0,01) × 10^9

Tabela 2 – *Câmara de Ionização Semiflex 3D*

Fator	Valor
k_{TP}	0,999 ± 0,001
k_{Q,Q_0}	0,990 ± 0,004
$k_{Q_{clin}}$	1,008 ± 0,004
N_{D,w,Q_0} (Gy/C)	(5,81 ± 0,03) × 10^8

Tabela 3 – *Câmara de Ionização PinPoint 3D (PTW31016) na segunda medição*

Fator	Valor
k_{TP}	1,009 ± 0,001
k_{Q,Q_0}	0,992 ± 0,004
$k_{Q_{clin}}$	1,004 ± 0,004
N_{D,w,Q_0} (Gy/C)	(2,56 ± 0,01) × 10^9

Considerando esses fatores de calibração e correção, as Tabelas 4 e 5 apresentam os valores de leituras do eletrômetro obtidos com as câmaras de ionização *PinPoint 3D* e *Semiflex 3D*, nos casos correspondentes ao isocentro único entre duas lesões e ao isocentro posicionado dentro da lesão utilizando a câmara *PinPoint 3D*. Foram incluídos os resultados referentes ao plano original, sem deslocamentos, e aos planos com erros induzidos nos eixos x, z e simultaneamente em x e z. Também estão indicadas as incertezas associadas a cada medida, correspondentes ao menor valor detectável pelo eletrômetro empregado (0,001 nC).

Tabela 4 – Leituras do eletrômetro obtidas com as câmaras *PinPoint 3D* e *Semiflex 3D* para diferentes deslocamentos nos eixos x, z e x e z.

Planejamentos	**Medidas *PinPoint 3D* (nC)**	**Medidas *Semiflex 3D* (nC)**
0 mm	-1,919 ± 0,001	-8,051 ± 0,001
1 mm em x	-1,877 ± 0,001	-7,919 ± 0,001
1 mm em x e z	-1,083 ± 0,001	-4,109 ± 0,001
1 mm em z	-1,901 ± 0,001	-8,113 ± 0,001
2 mm em x	-1,832 ± 0,001	-7,787 ± 0,001
2 mm em x e z	-1,892 ± 0,001	-8,058 ± 0,001
2 mm em z	-1,934 ± 0,001	-8,105 ± 0,001
3 mm em x	-1,782 ± 0,001	-7,673 ± 0,001
3 mm em x e z	-1,822 ± 0,001	-7,948 ± 0,001
3 mm em z	-1,951 ± 0,001	-8,095 ± 0,001

Tabela 5 – Leituras do eletrômetro obtidas com a câmara PinPoint 3D posicionada no isocentro (dentro da lesão) para diferentes deslocamentos nos eixos x, z e x e z.

Planejamentos	***PinPoint 3D* [nC]**
0 mm	-1,878 ± 0,001
1 mm em x	-1,868 ± 0,001
1 mm em x e z	-1,618 ± 0,001
1 mm em z	-1,629 ± 0,001
2 mm em x	-1,698 ± 0,001
2 mm em x e z	-1,093 ± 0,001
2 mm em z	-1,190 ± 0,001
3 mm em x	-1,509 ± 0,001
3 mm em x e z	-0,462 ± 0,001
3 mm em z	-0,456 ± 0,001

3.6 TESTE PONTA A PONTA *(END-TO-END)*

O teste de Ponta a Ponta consiste em avaliar a concordância entre a dose medida experimentalmente e a dose calculada pelo sistema de planejamento, englobando todas as etapas clínicas envolvidas: aquisição de imagem, localização do alvo, cálculo da distribuição de dose, transferência dos parâmetros ao equipamento e entrega do tratamento [19]. Trata-se de um teste global frequentemente empregado em radiocirurgia estereotáxica (SRS) para validar o desempenho integrado do sistema.

De acordo com o relatório ICRU 50, uma diferença de até 5% entre a dose calculada e a dose medida é considerada um critério razoável de aceitação para testes de Ponta a Ponta em SRS [19]. No presente estudo, essa verificação foi realizada na condição sem indução de erro (0 mm), correspondente ao posicionamento correto do isocentro. O teste foi conduzido em um cenário de radiocirurgia com isocentro único para duas lesões, configuração que

aumenta a complexidade geométrica e dosimétrica devido à distribuição assimétrica de dose e à presença de gradientes acentuados em torno de volumes distintos irradiados a partir de um único ponto de referência.

As medidas foram realizadas com câmaras de ionização de diferentes volumes sensíveis, já descritas na seção anterior (0,07 cm^3 e 0,016 cm^3). Esses volumes, significativamente menores que o padrão de 0,6 cm^3 empregado em dosimetria de referência, aproximam o teste das condições clínicas envolvendo lesões de pequeno volume, nas quais há maior sensibilidade a gradientes acentuados de dose e à perda de equilíbrio eletrônico, aspectos reconhecidos nos documentos TRS-398 Rev.1 e TRS-483 [45, 39, 35].

Figura 13 – Simulador *RUBY™* com o *insert* "*System QA MultiMet*" utilizado para o teste de Ponta a Ponta. A câmara *PinPoint 3D* foi posicionada no *insert* caudal, a *Semiflex 3D* no *insert* cranial e o *insert* central corresponde ao isocentro.

Fonte: O Autor (2025).

Para a execução do teste, adotou-se um arranjo com isocentro único entre duas lesões simuladas, conforme ilustrado na Figura 13. No *insert* cranial foi instalada a câmara *Semiflex 3D* (PTW 31021), enquanto no insert caudal foi posicionada a câmara *PinPoint 3D*. O *insert* correspondente ao isocentro foi preenchido com material equivalente a tecido, de modo a garantir que a dose fosse avaliada exclusivamente pelas câmaras de ionização,

preservando o isocentro apenas como ponto geométrico de referência entre ambas.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos e a discussão, a partir das medições de dose realizadas no simulador antropomórfico *RUBY* ™, utilizando duas câmaras de ionização. A câmara *PinPoint 3D* modelo 31016 foi designada como Lesão 1, a câmara *Semiflex 3D* modelo 31021 foi designada como Lesão 2. A análise foi estruturada para contemplar o objetivo central deste estudo, que consiste em comparar duas configurações geométricas distintas (isocentro único entre duas lesões e isocentro na lesão) para determinar qual apresenta maior impacto na presença de erros translacionais na dose absorvida pelo alvo.

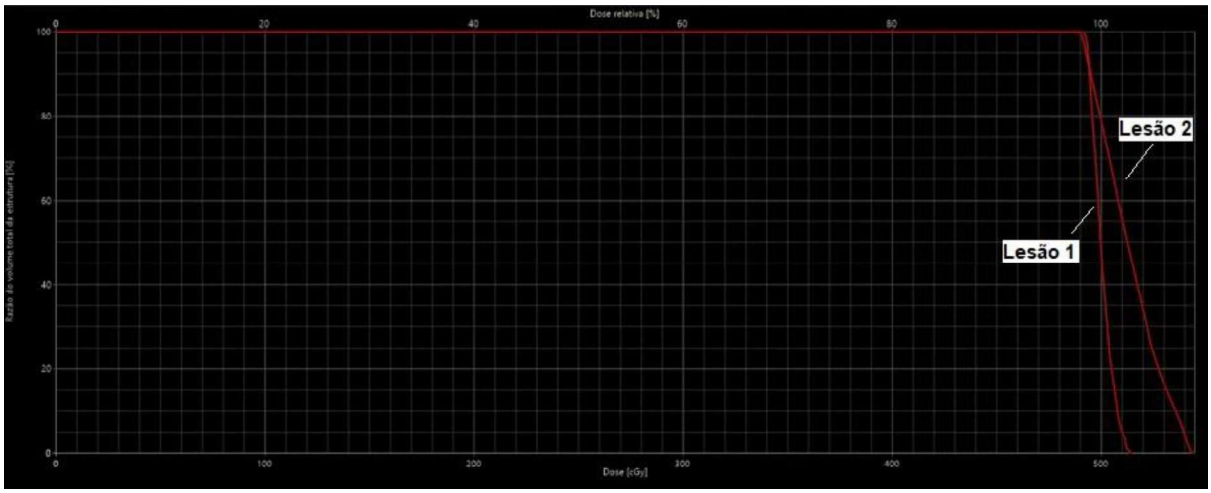
A configuração da medida da dose sem a indução de erro permite uma análise de todo o processo, o que chamamos de teste de Ponta a Ponta, para a configuração de isocentro único entre duas lesões

Por fim foram avaliados os efeitos dos erros translacionais nos eixos x, z e simultaneamente em x e z tanto para as duas lesões tratadas com isocentro único quanto para a configuração com isocentro localizado dentro da lesão, permitindo quantificar a sensibilidade dos valores de dose frente a variações milimétricas no posicionamento.

4.1 TESTE DE PONTA A PONTA

Os resultados referentes ao teste de Ponta a Ponta são apresentados na Tabela 3. Observa-se um desvio de $-2{,}3\% \pm 1{,}2\%$ na Lesão 1, dentro do limite de 5% estabelecido pelo relatório ICRU 50 [19]. Já a Lesão 2 apresentou um desvio de $-9{,}2\% \pm 2{,}1\%$, excedendo esse valor. Esse comportamento, embora desfavorável para a Lesão 2, é compatível com as condições físicas impostas por campos pequenos, regiões de transição rápida de dose e perda de equilíbrio eletrônico, características conhecidas por aumentarem a sensibilidade dosimétrica.

Figura 14 – Curvas de DVH para as duas lesões avaliadas, evidenciando a diferença no comportamento dos gradientes de dose.



Fonte: O Autor (2025).

A Figura 14 reforça essa interpretação ao mostrar que, especialmente para a Lesão 2, o DVH apresenta uma inclinação mais acentuada na região próxima à dose prescrita. Isto demonstra que a variação de dose dentro do volume delineado no sistema de planejamento (TPS) apresentou um gradiente acentuado, o que torna mais difícil a concordância entre o valor médio calculado pelo TPS e o valor medido. É importante destacar que esse gradiente mais elevado observado na Lesão 2 está relacionado à dificuldade de otimizar um planejamento modulado em arco volumétrico (VMAT) para duas lesões utilizando um único isocentro. Nesse cenário, pequenas variações geométricas produzem mudanças significativas na fração de volume que recebe a dose desejada, indicando um regime de maior sensibilidade dosimétrica. Esse fato se agrava para lesões muito pequenas, como as delineadas no volume das câmaras de ionização. Quando esse comportamento é observado ao se realizar o teste de Ponta a Ponta, recomenda-se replanejar o tratamento, pois gradientes muito elevados podem amplificar discrepâncias e gerar diferenças relevantes entre a dose planejada e a dose realmente entregue. Para o presente estudo não houve replanejamento porque o objetivo principal deste trabalho é avaliar o impacto de erros translacionais em configurações de isocentro único e na resposta dosimétrica das lesões. O teste de Ponta a Ponta assume papel secundário nessa análise. Assim, o DVH mostra um gradiente de dose mais acentuado para a Lesão 2, o que explica o desvio observado no teste para a Lesão 2, indicando que o valor acima de 5% está relacionado ao regime físico do campo e ao uso de um planejamento com isocentro único para a entrega simultânea de dose em duas lesões de dimensões muito reduzidas.

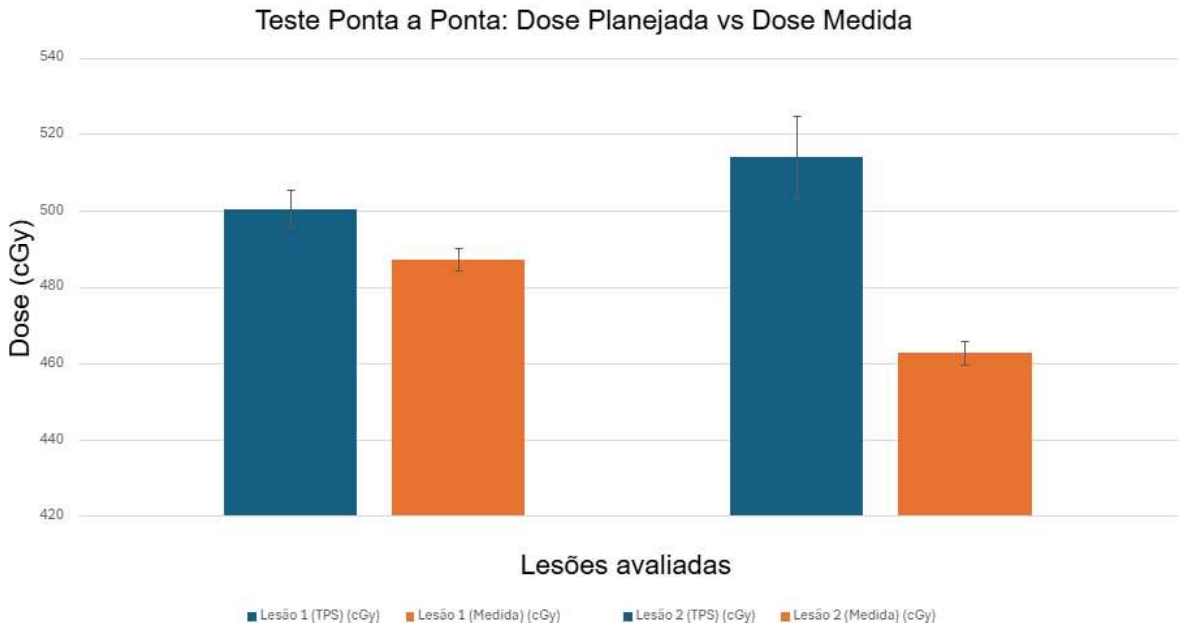
O TRS-398 Rev.1 ressalta que, embora incertezas menores (da ordem de 3,5%) sejam geralmente recomendadas, valores mais elevados podem ser considerados aceitáveis em cenários de maior complexidade dosimétrica [45]. Esse contexto ampara a interpretação dos resultados obtidos, indicando que desvios maiores não necessariamente invalidam o

processo, desde que se realize uma investigação e que o resultado seja coerente com o comportamento físico do campo avaliado.

Tabela 6 – Resultados do teste de Ponta a Ponta para isocentro único entre duas lesões

Local	Dose TPS (cGy)	Dose Medida (cGy)	Diferença (%)
Lesão 1	$500,4 \pm 5,0$	$489,1 \pm 3,4$	$-2,3 \pm 1,2$
Lesão 2	$513,9 \pm 11,2$	$466,7 \pm 3,6$	$-9,2 \pm 2,1$

Figura 15 – Comparação entre dose planejada (TPS) e dose medida no teste de Ponta a Ponta para as duas lesões



Fonte: O Autor (2025).

De modo geral, conclui-se que, em testes de Ponta a Ponta realizados para isocentro único, é essencial avaliar o gradiente de dose presente dentro do volume da câmara de ionização. Essa consideração se torna ainda mais relevante quando se utilizam câmaras de volume reduzido, pois gradientes acentuados podem resultar em diferenças percentuais superiores a 5%, conforme recomendado pelo ICRU 50 e pelo AAPM Report No. 54 [19, 46]. A Figura 15 reforça essa conclusão ao evidenciar visualmente que a discrepância observada na Lesão 2 é compatível com o gradiente mais elevado identificado no DVH, resultando em maior divergência entre a dose planejada e a dose medida. Deve ser destacado que a recomendação de tolerância de 5% nesses documentos se refere a distribuições de dose uniformes, condição que não se aplica a cenários heterogêneos como os observados em radiocirurgia de lesões pequenas. Para lesões de volume muito reduzido, a combinação de campos pequenos, gradientes elevados e detectores de baixo volume acentua discrepâncias

entre dose planejada e medida, limitando a utilidade do teste como métrica isolada de avaliação e justificando o comportamento observado.

4.2 IMPACTO DA CONFIGURAÇÃO DO ISOCENTRO NA DOSE ABSORVIDA

Após a aplicação de todos os fatores de correção, os valores de Dose absorvida foram determinados. As Tabelas 7 e 8 apresentam as doses calculadas para cada condição de deslocamento, tanto para o arranjo com isocentro único posicionado entre duas lesões quanto para o arranjo em que o isocentro está no volume da lesão. As incertezas foram propagadas individualmente para cada medida, compondo os intervalos apresentados.

Tabela 7 – Valores de Dose absorvida (cGy) para diferentes deslocamentos nas Lesões 1 e 2 para isocentro único entre elas.

Planejamento	Lesão 1 (cGy)	Lesão 2 (cGy)
0 mm	489,1 ± 3,4	466,7 ± 3,6
1 mm em x	478,4 ± 3,3	459,0 ± 3,5
1 mm em z	484,5 ± 3,4	470,3 ± 3,6
2 mm em x	466,9 ± 3,2	451,4 ± 3,5
2 mm em z	482,2 ± 3,4	467,1 ± 3,6
2 mm em x e z	492,9 ± 3,4	469,8 ± 3,6
3 mm em x	454,2 ± 3,2	444,8 ± 3,4
3 mm em z	464,4 ± 3,2	460,7 ± 3,6
3 mm em x e z	497,3 ± 3,5	469,2 ± 3,6

Tabela 8 – Valores de Dose absorvida (cGy) para diferentes deslocamentos com isocentro na Lesão 1.

Planejamento	Lesão 1 (cGy)
0 mm	483,6 ± 3,4
1 mm em x	480,9 ± 3,3
1 mm em z	416,6 ± 2,9
2 mm em x	437,1 ± 3,0
2 mm em z	281,4 ± 2,0
2 mm em x e z	306,4 ± 2,1
3 mm em x	388,5 ± 2,7
3 mm em z	118,8 ± 0,8
3 mm em x e z	117,4 ± 0,8

Com relação ao deslocamento de 1 mm simultaneamente em x e z foi excluído da análise comparativa entre os dois arranjos, pois essa condição gerou intertravamento (*interlock*) no acelerador linear, impedindo a entrega completa da irradiação. Assim, o valor obtido não representa a dose real correspondente ao planejamento e não foi incluído na discussão.

Dessa forma, foi analisada a relação entre as doses medidas em duas configurações geométricas distintas para a lesão identificada como Lesão 1. A primeira corresponde ao isocentro posicionado fora da lesão, representando a abordagem de isocentro único entre duas lesões. A segunda corresponde ao isocentro localizado no centro da própria lesão. A escolha da Lesão 1 para representar o isocentro na lesão deve-se ao fato de que ela apresentou diferenças dentro da tolerância recomendada pelo TG-54, configurando um cenário estável e adequado para essa comparação.

Tabela 9 – Relação entre as doses medidas em duas configurações geométricas distintas: isocentro único fora das lesões e isocentro dentro da lesão.

Plano	**Razão entre as doses (%)**
0 mm	99%
1 mm x	100%
1 mm z	87%
2 mm x	94%
2 mm x e z	58%
2 mm z	62%
3 mm x	86%
3 mm x e z	26%
3 mm z	24%

A Tabela 9 apresenta os valores de dose relativos com indução de erros em relação a situação sem erro induzido para as duas configurações de isocentro. Na condição de referência (0 mm), a dose medida com o isocentro na lesão foi praticamente igual à medida com o isocentro fora da lesão (99%), confirmando que, na ausência de erro geométrico, a escolha do posicionamento do isocentro não altera de forma relevante a dose depositada. Para o erro de 1 mm em x, a razão permaneceu em 100%, indicando impacto semelhante entre as duas configurações. Em contraste, um deslocamento de 1 mm em z reduziu a razão para 87%, evidenciando maior sensibilidade à direção em z quando o ponto de medição encontra-se no interior da lesão para a configuração do simulador antropomórfico *RUBY*™.

A literatura descreve que deslocamentos translacionais da ordem de 1 mm costumam produzir impacto dosimétrico limitado em radiocirurgia estereotáxica, especialmente em planejamentos para múltiplas metástases com isocentro único [6]. Esse comportamento foi reproduzido no cenário com isocentro fora da lesão, onde as doses permaneceram praticamente estáveis mesmo para deslocamentos de até 2 mm em z. No entanto, quando o isocentro coincide com a lesão, essa mesma perturbação gera quedas bruscas na dose, pois o ponto de interesse está localizado em uma região de alto gradiente espacial, considerando que a lesão apresenta dimensões muito reduzidas.

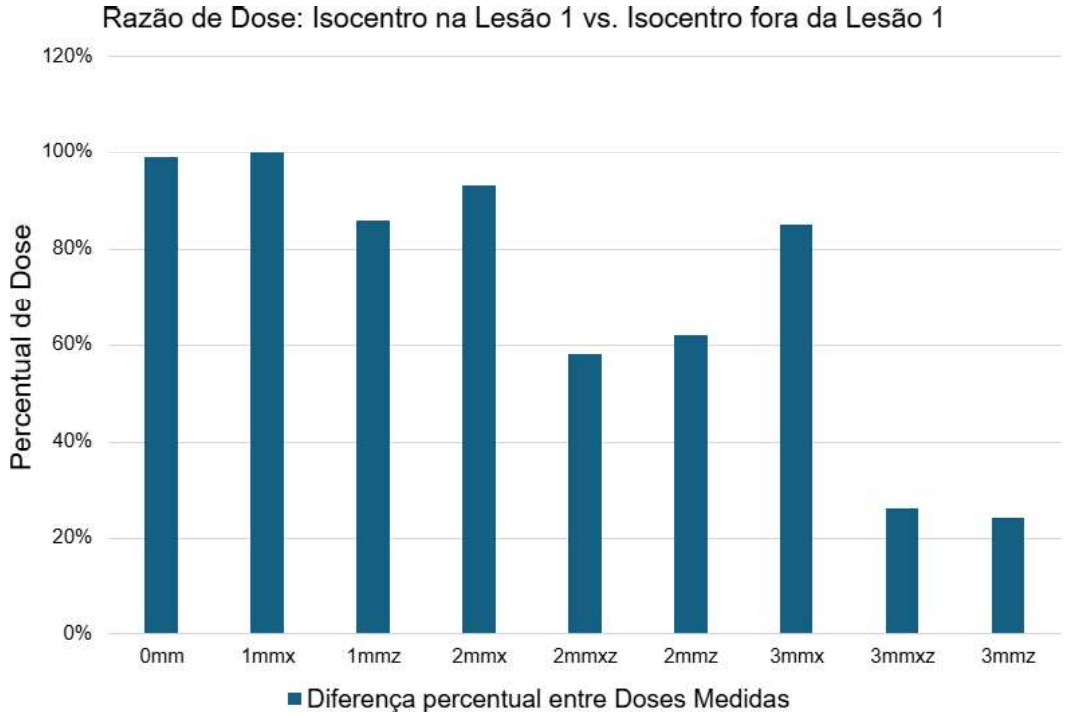
Além dos deslocamentos translacionais avaliados experimentalmente, a literatura mostra que erros rotacionais também podem comprometer a estabilidade dos planos de

radiocirurgia, sobretudo em técnicas de múltiplas lesões com isocentro único [31, 32, 47]. Estudos demonstram que rotações residuais clínicas da ordem de ±2 graus podem gerar perdas acentuadas de cobertura para lesões pequenas, alcançando reduções médias próximas de 10% e podendo exceder esse valor em casos específicos, especialmente quando múltiplos alvos são tratados simultaneamente. Esse impacto dosimétrico é o oposto dos erros translacionais que afetam as lesões com isocentro nelas. Planejamentos de multiplas lesões com isocentro único podem apresentar aumentos significativos na perda de conformidade quando o erro angular ultrapassa 1,5 grau. Apesar disso, diferentes estudos apontam que erros translacionais continuam produzindo efeitos mais pronunciados que os rotacionais, uma vez que deslocamentos lineares de 1 a 2 mm já podem superar o impacto de rotações equivalentes em termos de perda de cobertura do PTV, especialmente em arranjos com gradientes de dose acentuados. [31, 32, 47]

Essa diferença torna-se evidente para deslocamentos maiores, onde para 2 mm em z, a razão cai para 62%, e para 3 mm em z reduz-se a apenas 24%. Além desses casos, os deslocamentos combinados em x e z apresentaram comportamento intermediário para 2 mm e extremamente crítico para 3 mm. Para 2 mm x e z, a razão entre as doses foi de 58%, valor próximo ao observado para o deslocamento isolado em z, indicando que a componente domina o efeito combinado. Já para 3 mm x e z, a razão caiu para 26%, praticamente igual ao valor obtido para o deslocamento exclusivo em z. Esse resultado reforça que, na configuração com isocentro dentro da lesão, e nas posições da lesão no simulador antropomorfico *RUBY*™ o eixo z é o principal responsável pela perda de dose, e que a adição de deslocamento em x não altera de forma significativa (< 10%), até 2mm, o impacto imposto pela componente em z.

Os resultados demonstram que a robustez da dose frente a erros de posicionamento depende diretamente da posição do isocentro em relação ao alvo (Ver Figura 16). Com o isocentro fora da lesão, o campo apresenta maior tolerância geométrica; por outro lado, ao centralizar o isocentro em uma lesão pequena, o sistema torna-se muito mais sensível a deslocamentos milimétricos, particularmente na direção z, que atravessa o gradiente mais acentuado da distribuição de dose. Assim, a interpretação dos resultados deve sempre considerar a geometria do planejamento, a posição relativa do isocentro e a direção predominante do erro.

Figura 16 – Comparação entre as doses medidas com isocentro na Lesão 1 e isocentro fora da Lesão 1



Fonte: O Autor (2025).

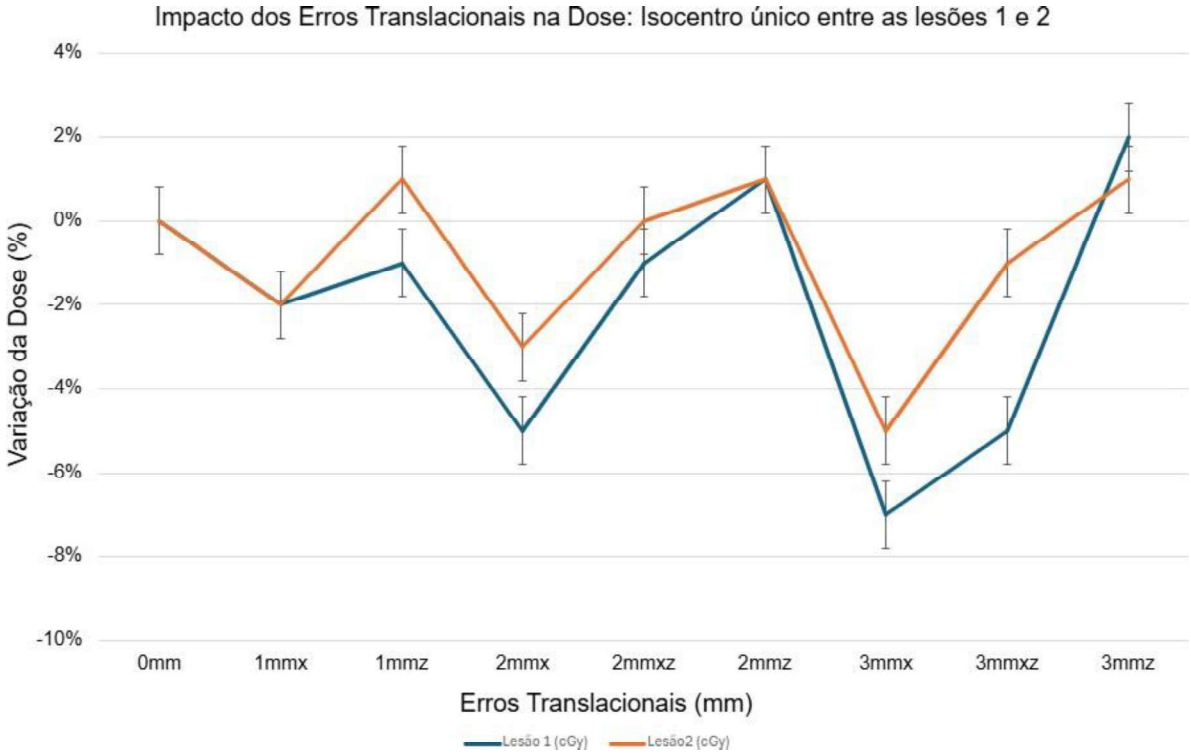
Para complementar a análise sobre a impacto da configuração, também foram investigados os desvios percentuais da dose nas duas lesões irradiadas simultaneamente com isocentro único. A Tabela 10 apresenta as variações de dose medidas para deslocamentos de 1 a 3 mm nas direções x, z e simultaneamente em x e z. Os resultados mostram que desvios de 1 mm produziram alterações discretas, em geral inferiores a 2%, enquanto deslocamentos maiores, especialmente no eixo x, resultaram em reduções mais pronunciadas da dose absorvida. A Figura 17 ilustra esse comportamento, evidenciando que a direção x exerce maior influência sobre a estabilidade dosimétrica quando utilizado isocentro único entre duas lesões.

De forma geral, os dados indicam que pequenos erros translacionais geram impacto limitado na dose em ambas as lesões, enquanto deslocamentos superiores a 2 mm, principalmente no eixo x, produzem variações mais significativas. Esses achados corroboram a interpretação de que, embora o isocentro único apresente robustez para desvios milimétricos reduzidos, sua sensibilidade aumenta de maneira relevante para deslocamentos maiores, especialmente em regiões onde o gradiente de dose é mais acentuado.

Tabela 10 – Desvio percentual da dose medida nas lesões 1 e 2 em relação ao plano 0 mm, para diferentes erros translacionais.

Planos	**Desvio Lesão 1 (%)**	**Desvio Lesão 2 (%)**
0 mm (Ref.)	-	-
1 mm em x	$-2,2 \pm 1,0$	$-1,6 \pm 1,1$
1 mm em z	$-0,9 \pm 1,0$	$+0,8 \pm 1,1$
2 mm em x	$-4,5 \pm 0,9$	$-3,3 \pm 1,1$
2 mm em x e z	$-1,4 \pm 1,0$	$+0,1 \pm 1,1$
2 mm em z	$+0,8 \pm 1,1$	$+0,7 \pm 1,1$
3 mm em x	$-7,1 \pm 0,9$	$-4,7 \pm 1,0$
3 mm em x e z	$-5,1 \pm 0,9$	$-1,3 \pm 1,1$
3 mm em z	$+1,7 \pm 1,0$	$+0,5 \pm 1,1$

Figura 17 – Desvio percentual da dose medida em relação ao plano de referência (0 mm), para deslocamentos translacionais de 1 a 3 mm nas direções x, z e simultaneamente em x e z.



Fonte: O Autor (2025).

4.3 IMPACTO DOS ERROS TRANSLACIONAIS, INDEPENDENDEMENTE DA DIREÇÃO, NA DOSE: ISOCENTRO ÚNICO VERSUS ISOCENTRO NA LESÃO

Com base nos valores de doses medidas, foram calculadas as variações de dose para cada cenário, tomando a condição de 0 mm como referência. Essa avaliação permitiu comparar

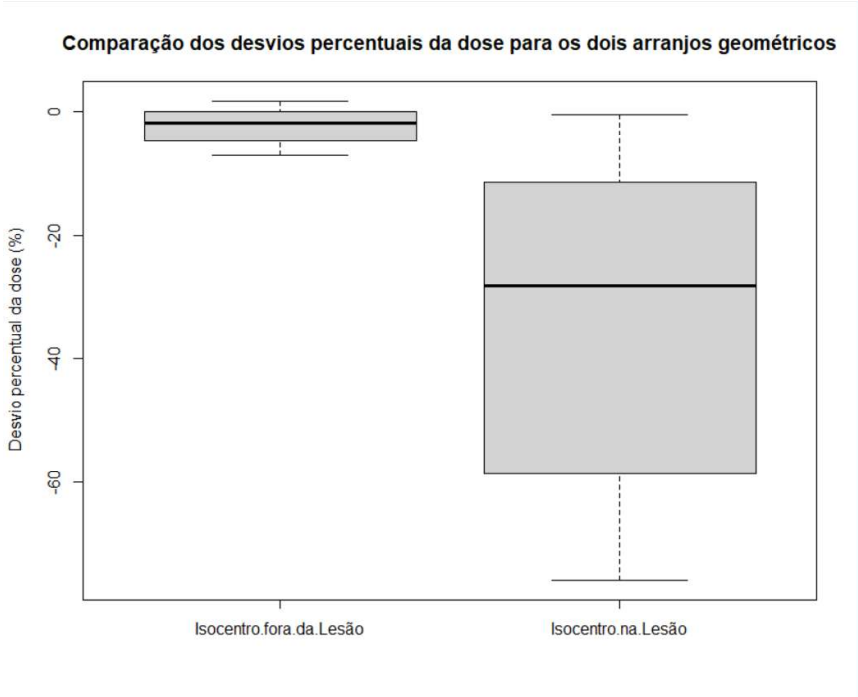
o impacto dos erros translacionais entre os dois arranjos estudados: isocentro fora da Lesão 1 e isocentro na Lesão 1. Os resultados consolidados encontram-se na Tabela 11.

Tabela 11 – Comparação do desvio percentual da dose entre os arranjos geométricos: isocentro fora da lesão e isocentro na lesão.

Plano	**Isocentro fora da lesão (%)**	**Isocentro na lesão (%)**
0 mm (Ref.)	-	-
1 mm em x	$-2,2 \pm 1,0$	$-0,5 \pm 1,0$
1 mm em z	$-0,9 \pm 1,0$	$-13,2 \pm 0,9$
2 mm em x	$-4,5 \pm 0,9$	$-9,6 \pm 0,9$
2 mm em x e z	$-1,4 \pm 1,1$	$-36,6 \pm 0,6$
2 mm em z	$+0,8 \pm 1,1$	$-41,8 \pm 0,6$
3 mm em x	$-7,1 \pm 0,9$	$-19,7 \pm 0,8$
3 mm em x e z	$-5,1 \pm 1,0$	$-75,7 \pm 0,2$
3 mm em z	$+1,7 \pm 0,9$	$-75,4 \pm 0,2$

Para complementar essa análise comparativa, foi realizado um teste de Wilcoxon pareado a fim de verificar se os desvios percentuais diferiam estatisticamente entre os dois arranjos geométricos. O teste revelou diferença significativa, com p-valor unilateral igual a 0,0078 (Tabela 12), indicando que a condição com isocentro dentro da lesão apresenta desvios muito mais acentuados. Esse achado reforça a maior capacidade dessa configuração a erros translacionais, quando comparada ao arranjo com isocentro único entre as lesões.

Figura 18 – Distribuição dos desvios percentuais da dose para os dois arranjos geométricos avaliados.



Fonte: O Autor (2025).

A distribuição dos desvios percentuais também foi avaliada por meio de um boxplot comparativo, apresentado na Figura 18. O gráfico evidencia a grande diferença entre os dois arranjos geométricos: enquanto o isocentro fora da lesão apresenta valores concentrados próximos de zero, com baixa dispersão, o isocentro dentro da lesão mostra uma distribuição amplamente deslocada para valores negativos, além de maior variabilidade. Esse comportamento visual reforça os achados numéricos e estatísticos descritos anteriormente, indicando que a configuração com isocentro na lesão é consideravelmente mais sensível a deslocamentos translacionais.

Tabela 12 – Resultado do teste de Wilcoxon pareado aplicado à comparação dos desvios percentuais da dose entre os arranjos com isocentro na lesão e isocentro fora da lesão.

Parâmetro	**Resultado**
Condição avaliada	Isocentro na lesão versus Isocentro fora da lesão
p-valor (unilateral)	0,0078
Hipótese alternativa testada	Desvio na lesão menor que desvio fora

A consistência dos resultados obtidos neste estudo encontra suporte em evidências da literatura que descrevem a forte dependência da robustez geométrica em SRS, utilizando a tecnica de irradiação VMAT, em relação à posição do isocentro e ao comportamento dos gradientes de dose. Palmiero e colaboradores relataram perdas expressivas de cobertura do PTV quando se aplicam erros residuais clinicamente plausíveis, com translações e rotações de até ± 2 mm/$\pm 2^{\circ}$ produzindo reduções médias superiores a 20%, especialmente para lesões pequenas, onde a proximidade com regiões de alto gradiente torna o sistema mais sensível a desalinhamentos [32]. Na mesma linha de raciocínio, Sun e colaboradores demonstraram que deslocamentos translacionais e rotacionais de magnitude semelhante podem reduzir a cobertura em aproximadamente 10%, sendo tais efeitos mais pronunciados quando o ponto avaliado encontra-se imerso em gradientes intensos [47]. Tsui e colaboradores também observaram que deslocamentos translacionais tendem a produzir maior degradação da conformidade que erros rotacionais, e mostraram que a sensibilidade aumenta quando a geometria entre o isocentro e os PTVs limita a flexibilidade de otimização, como ocorre quando o isocentro está associado diretamente a lesões menores ou localizado em posição centralizada em relação ao alvo [31]. Assim, os achados desses estudos sustentam o comportamento observado experimentalmente nesse trabalho: deslocamentos milimétricos exercem impacto significativamente maior quando o isocentro está posicionado dentro da lesão, devido à proximidade imediata com regiões de alto gradiente de dose, enquanto a configuração com isocentro único entre duas lesões demonstrou maior robustez frente a perturbações translacionais.

Em complemento a esses achados gerais sobre a influência da geometria e dos gradientes de dose, a literatura também descreve que deslocamentos translacionais da ordem de 1 mm

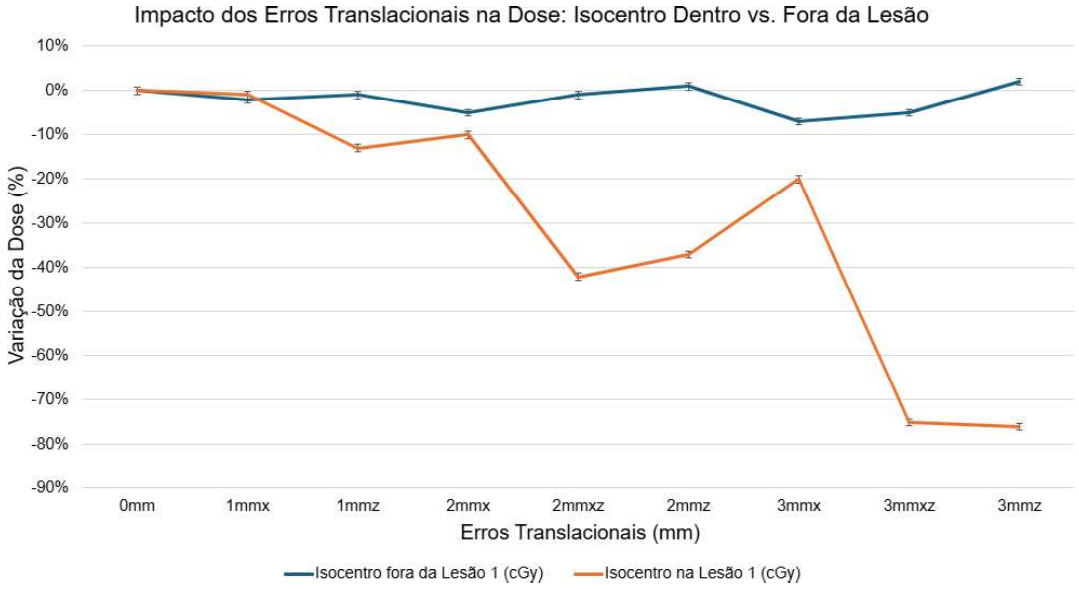
geralmente produzem impacto dosimétrico limitado sobre a cobertura do alvo em cenários de isocentro único [6]. Esse comportamento foi parcialmente reproduzido neste estudo: o deslocamento de 1 mm em x produziu apenas variações discretas nos dois cenários avaliados. Entretanto, deslocamentos no eixo z mostraram maior sensibilidade quando o isocentro coincide com a lesão, com redução de aproximadamente 13% na dose medida para um deslocamento de 1 mm, conforme mostra a Figura 19.

Ao comparar os dois arranjos, observa-se que os deslocamentos no eixo x apresentaram desvios moderados variando entre 2–7% quando o isocentro está fora da lesão. Por outro lado, deslocamentos exclusivamente em z produziram diferenças marcantes: quando o isocentro estava fora da lesão, os desvios permaneceram entre -1% e $+2\%$, indicando relativa estabilidade. Já com o isocentro localizado dentro da lesão, os mesmos deslocamentos resultaram em reduções substanciais, de 37% (2 mm) e 76% (3 mm), caracterizando subdosagens potencialmente críticas, podendo ser observada na Figura 19.

Esses achados mostram que o impacto dos erros translacionais depende diretamente da posição do isocentro em relação ao alvo. Quando o isocentro coincide com uma lesão pequena, deslocamentos no eixo z fazem com que o ponto de interesse deixe rapidamente a região de alta dose, evidenciando forte sensibilidade geométrica. Em contraste, na configuração com isocentro fora da lesão, os mesmos deslocamentos produzem alterações discretas, compatíveis com resultados previamente descritos na literatura para técnicas de múltiplas lesões com isocentro único.

De forma explícita, os resultados demonstram que o isocentro posicionado dentro da lesão apresenta impacto muito mais significativo dos erros translacionais quando comparado ao isocentro único entre duas lesões. Além disso, a direção z foi aquela que mais afetou a dose absorvida nos cenários analisados.

Figura 19 – Comparação entre o impacto dos erros translacionais na dose para isocentro dentro da lesão e isocentro fora da lesão.



Fonte: O Autor (2025).

5 CONCLUSÃO

O teste de Ponta a Ponta permitiu avaliar integralmente as etapas envolvidas no tratamento de radiocirurgia com isocentro único entre duas lesões. Os resultados indicam que, para volumes muito pequenos localizados em regiões de alto gradiente, o teste pode evidenciar limitações importantes do arranjo geométrico. Nesses cenários, recomenda-se o replanejamento para uma configuração com gradiente menos acentuado, a fim de reduzir a discrepância entre a dose medida e a dose calculada.

Deslocamentos de até 1 mm produziram variações discretas, em geral inferiores a 2%, quando o isocentro foi mantido fora da lesão, o que caracteriza maior estabilidade geométrica. Entretanto, quando o isocentro é posicionado dentro da lesão, pequenos erros translacionais, especialmente na direção z, tornam-se mais críticos. Nessa condi- ção, deslocamentos de 2 mm e 3 mm resultaram em reduções de dose de 37% e 76%, respectivamente.

Lesões pequenas situadas em regiões de gradiente mais acentuado apresentam sensibilidade maior às variações de dose induzidas por erros translacionais, em comparação com lesões de mesmo tamanho em regiões mais homogêneas. Esse efeito é ainda mais pronunciado quando o isocentro está localizado dentro da lesão.

Mesmo com isocentro único, diferentes lesões respondem de maneira distinta às perturbações geométricas. A robustez geométrica depende fortemente da posição do isocentro, sendo a configuração com o isocentro na lesão substancialmente mais vulnerável a erros translacionais. Por fim, os resultados demonstram que a robustez da dose frente a erros de posicionamento depende diretamente da posição do isocentro em relação ao alvo. Com o isocentro fora da lesão, o campo apresenta maior tolerância geométrica; por outro lado, ao centralizar o isocentro em uma lesão pequena, o sistema torna-se muito mais sensível a deslocamentos milimétricos, particularmente na direção z, que atravessa o gradiente mais acentuado da distribuição de dose. Sendo assim, ao se realizar uma radiocirugia de multiplas lesões, tanto de isocentro unico ou de isocentro em cada lesão, deve-se considerar a geometria do planejamento, a posição relativa do isocentro e a direção predominante do erro.

6 PERSPECTIVAS FUTURAS

Os resultados obtidos neste trabalho evidenciam a elevada sensibilidade da radiocirurgia estereotáxica com isocentro único e múltiplos isocentros a erros geométricos translacionais, especialmente em campos pequenos e regiões de alto gradiente de dose. Embora a análise tenha sido restrita a erros translacionais nos eixos x e z, os achados reforçam a necessidade de investigações complementares que considerem outras fontes relevantes de incerteza presentes na prática clínica.

Uma extensão natural deste estudo consiste na avaliação sistemática do impacto de erros rotacionais na dose absorvida em tratamentos de radiocirurgia estereotáxica com múltiplas lesões e isocentro único. Erros angulares, mesmo de pequena magnitude, podem produzir deslocamentos efetivos significativos nos alvos mais distantes do isocentro, resultando em degradação da cobertura e do gradiente de dose.

Outra perspectiva relevante refere se ao uso de detectores dosimétricos com volumes sensíveis equivalentes para a comparação direta do desempenho em campos pequenos. Neste trabalho, foram utilizadas câmaras de ionização com volumes distintos, o que introduz diferenças associadas a efeitos de média volumétrica e perturbação do campo. A realização de um estudo específico empregando câmaras com volumes sensíveis similares permitiria isolar de forma mais precisa o impacto puramente geométrico dos erros de posicionamento, reduzindo incertezas relacionadas ao detector e fortalecendo a confiabilidade das comparações experimentais.

REFERÊNCIAS

1 NAKANO, H.; COLLEAGUES. Single-isocenter vmat technique for multiple brain metastases. *Radiation Oncology*, 2019.

2 SLAGOWSKI, J. M.; COLLEAGUES. Srs vs wbrt for brain metastases: Current evidence and practice. *Frontiers in Oncology*, 2020.

3 ROPER, J.; COLLEAGUES. Vmat for multiple brain metastases: Dosimetric and efficiency evaluation. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2015.

4 UTO, M.; TORIZUKA, D.; MIZOWAKI, T. Single isocenter stereotactic irradiation for multiple brain metastases: Current situation and prospects. *Japanese Journal of Radiology*, 2022.

5 AOKI, K.; NAGATANI, Y. Effect of distance from isocenter on local control in single-isocenter srs. *Journal of Neurosurgery*, 2018.

6 SOUZA, R. T.; VIEIRA, A. L.; SANTOS, M. C. Evaluation of the dosimetric impact of patient positioning errors on single-isocenter multitarget srs. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 2025.

7 ATUALIZAçãO para Técnicos em Radioterapia. [S.l.: s.n.], 2010.

8 PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. [S.l.: s.n.], 2005.

9 TAUHATA, L. et al. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 10ª revisão. ed. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2014.

10 KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *The Physics of Radiation Therapy*. 5th. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. Fundamental reference for the principles, operation, and dosimetry of clinical linear accelerators. ISBN 978-1-4511-8734-8.

11 MEDICINE, A. A. of Physicists in. *AAPM Report: Technical Description and Mechanical Characteristics of Multi-Leaf Collimators*. 2001.

12 LI, M.; AL. et. Efeitos da radioterapia de intensidade modulada (imrt) e da terapia com arco modulado volumétrico (vmat) nos benefícios de sobrevida e fatores de mau prognóstico em pacientes com câncer de colo uterino. *Revista Brasileira de Radioterapia*, 2025.

13 PACELLI, R. et al. Technological evolution of radiation treatment: Implications for clinical applications. *Seminars in Oncology*, 2019.

14 HONG, T. S. et al. Intensity-modulated radiation therapy: Emerging cancer treatment technology. *British Journal of Cancer*, 2005.

15 TEOH, M. et al. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British Journal of Radiology*, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1259/bjr/22373346>.

16 International Atomic Energy Agency. *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. [S.l.], 2004. (Technical Reports Series No. 430).

17 TING, H. L.; RIZAL, M. N. S. A.; OTHMAN, S. A. Treatment planning system in radiotherapy: A short review. *Emerging Advances in Integrated Technology*, Universiti Tun Hussein Onn Malaysia, v. 4, n. 2, p. 64–73, 2023.

18 FRAASS, B. e. a. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Medical Physics*, 1998.

19 ICRU Report 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Bethesda, 1993.

20 SINGH, S. Dose calculation algorithms in radiotherapy treatment planning systems. *Medical Dosimetry*.

21 FORTUNA, G.; MARTINO, A. D. Evolution of dose calculation algorithms in modern radiation therapy. *Reports in Practical Oncology and Radiotherapy*.

22 CHEN, W.-Z. Advanced modelling of dose calculation algorithms in radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*.

23 SRIVASTAVA, R.; CHENG, C. W.; DAS, I. J. The dosimetric and radiobiological impact of calculation grid size on head and neck imrt. *Medical Physics*, 2016.

24 ALAWI, A.; COAUTHORS. Accurate selection of calculation grid size for radiation plans with small brain tumors in intracranial stereotactic radiotherapy. In: *Proceedings of ICCR*. [S.l.: s.n.], 2024.

25 SIEVINEN, J.; ULMER, W.; KAISSL, W. *AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse*. Palo Alto, 2003.

26 DRZYMALA, R. E. et al. Dose–volume histograms. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 1989.

27 TROFIMOV, A. et al. Visualization of a variety of possible dosimetric outcomes in radiation therapy using dose-volume histogram bands. *Practical Radiation Oncology*, 2012.

28 UNITS, I. C. on R.; MEASUREMENTS. *ICRU Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. [S.l.: s.n.], 1999.

29 Comissão Nacional de Energia Nuclear. *Documento Técnico de Radiocirurgia Brasileira (GT-2301)*. [S.l.], 2023.

30 NATH, S. K. et al. Single isocenter frameless intensity modulated stereotactic radiosurgery for simultaneous treatment of multiple brain metastases: Clinical experience. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 2010.

31 TSUI, C. S. et al. Comparison of dosimetric impact of intra-fractional setup discrepancy between multiple- and single-isocenter approaches in intracranial radiosurgery and stereotactic radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2022.

32 PALMIERO, A. et al. Single-isocenter vmat radiosurgery for multiple brain metastases: Potential loss of target coverage due to isocenter misalignment. *Cureus*, 2020.

33 ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. [S.l.]: Wiley-VCH, 2004.

34 LEO, W. R. *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments: A How-to Approach*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1994.

35 OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. *Física das Radiações*. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

36 ELAVARASAN, E. et al. Extensive review of different dosimeters and detectors in small-field dosimetry. *Radiation Physics and Chemistry*, 2019.

37 VIEILLEVIGNE, L. et al. Dosimetric performance of the ptw 31022 pinpoint 3d ionization chamber in high-energy photon beams. *Medical Physics*, 2018.

38 DAS, I. J.; DING, G. X.; AHNESJÖ, A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics*, 2008.

39 DOSIMETRY of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. [S.l.], 2017. (IAEA Technical Reports Series No. 483).

40 DAS, I. J.; MORALES, J.; FRANCESCON, P. Small field dosimetry: What have we learnt? In: *Proceedings of the AIP Conference*. [S.l.: s.n.], 2016.

41 STERN, R.; AL. et. Verification of monitor unit calculations for non-imrt clinical radiotherapy. *Medical Physics*, 2011.

42 GIBBONS, J.; AL. et. Monitor unit calculations for external photon and electron beams. *Medical Physics*, 2014.

43 GMBH, P. F. *PinPoint 3D Ion Chamber | PTW*. Online. Accessed: 2025-11-19.

44 GMBH, P. F. *Semiflex 3D Ion Chamber 31021 | PTW*. Online. Accessed: 2025-11-19. Disponível em: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/semiflex-3d-ion-chamber-31021>.

45 AGENCY, I. A. E. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. [S.l.]: IAEA, 2024. (Technical Reports Series No. 398 (Rev. 1)).

46 SCHELL, M. C. et al. *AAPM Report No. 54: Stereotactic Radiosurgery*. [S.l.], 1995. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_54.pdf>.

47 SUN, X. et al. Impact of setup errors on the robustness of linac-based single-isocenter coplanar and non-coplanar vmat plans for multiple brain metastases. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/acm2.14317>.