



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

Avaliação dosimétrica empregando materiais termoluminescentes e desenvolvimento de um simulador antropomórfico do crânio impresso em 3D para dosimetria de campos pequenos empregando feixes clínicos de fótons

SHIRLANE BARBOSA DE ALMEIDA

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutora em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações

Orientadora:
Profa. Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues

São Paulo
2022

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

Avaliação dosimétrica empregando materiais termoluminescentes e desenvolvimento de um simulador antropomórfico do crânio impresso em 3D para dosimetria de campos pequenos empregando feixes clínicos de fótons

Versão Corrigida

Versão original disponível no IPEN

SHIRLANE BARBOSA DE ALMEIDA

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutora em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:

Profa. Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues

São Paulo
2022

Fonte de Financiamento: CNEN cota IPEN; Projeto Temático FAPESP 2017/50332-0.

Departamento de Radiologia e Oncologia – FMUSP – Aprovação do Projeto DRO 388/2021.

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

ALMEIDA, S. B. d. ***Avaliação dosimétrica empregando materiais termoluminescentes e desenvolvimento de um simulador antropomórfico do crânio impresso em 3D para dosimetria decampos pequenos empregando feixes clínicos de fótons.*** 2022. 150 f. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo.

Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Almeida, Shirlane Barbosa de
Avaliação dosimétrica empregando materiais termoluminescentes e desenvolvimento de um simulador antropomórfico do crânio impresso em 3D para dosimetria de campos pequenos empregando feixes clínicos de fótons / Shirlane Barbosa de Almeida; orientadora Dra. Leticia Lucente
Campos. -- São Paulo, 2022.
150 f.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2022.

1. Simulador antropomórfico. 2. Impressão 3D. 3. Campos pequenos. 4. Dosímetros termoluminescentes.. 5. Radioterapia.
I. Campos, Dra. Leticia Lucente , orient. II. Título.

Dedico a Deus por todo seu amor de pai.

*Nada te perturbe, Nada te espante, Tudo
passa, Deus não muda, A paciência tudo alcança,
Quem a Deus tem, Nada lhe falta: Só Deus basta!*

*Eleva o pensamento, Ao céu sobe, Por
nada te angusties, Nada te perturbes. A Jesus
Cristo segue, com grande entrega, E venha o que
vier, Nada te espante. Vês a glória do mundo? É
glória vã, Nada tem de estável, Tudo passa.*

*Desejas às coisas celestes, Que sempre
duram, Fiel e rico em promessas, Deus não muda.
Ama-o como merece, Bondade imensa, Quem a
Deus tem, Mesmo que passe por momentos
difíceis, Sendo Deus o seu tesouro, Nada lhe falta.
SÓ DEUS BASTA!*

(Santa Tereza D'Avila)

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela beleza do seu amor misericordioso que me proporcionou a finalização deste projeto.

À minha Orientadora Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues, pela nobreza de cada ensinamento nesta jornada e pela singela doçura de me ajudar a conquistar este sonho. Obrigada por cada conselho e pelos anos que caminhou ao meu lado.

À Dra. Ana Paula Vollet, por todo incentivo, apoio constante e disponibilidade para realização deste projeto. Obrigada por fazer parte deste sonho.

À Física Gisela Menegussi, pela oportunidade e cooperação para realização deste projeto.

Ao IPEN, na pessoa do Sr. Superintendente Dr. Wilson Aparecido Parejo Calvo, pela oportunidade de execução desse trabalho.

À Bruna Roque por toda dedicação prestada durante o decurso deste projeto, por sua generosidade e receptividade para com todos os alunos.

À Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN pela bolsa de estudos que me permitiu dedicação exclusiva à pesquisa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) ao Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq), pelo suporte financeiro.

Ao Instituto de radioterapia do HC, pela disponibilidade e auxílios prestados para a execução deste trabalho.

À minha querida mãe pela nobreza de apaziguar medos em meu coração e pelo amor de toda uma vida. A você a dedicação deste sonho que não seria possível sem as suas incansáveis orações.

À minha irmã Shirleide Barbosa pelo amor, dedicação e incentivo a este trabalho.

Aos Físicos do INRAD pela disponibilidade e auxílio prestados nas disposições e nas medidas que trouxeram um conhecimento maior a este trabalho. Em especial à Caroline Castilho e Marcus Saad.

Aos amigos de caminhada Daniel Villani, Danilo Junot, Ivón Oramas, Patrícia de Lara, pela amizade e colaboração no desenvolvimento deste projeto.

Ao Daniel Litvac por toda amizade, apoio, incentivo, presteza e companherismo durante este projeto.

À Patrícia Gasparian pela amizade e apoio prestados no decurso deste projeto.

Ao Paulo Vitor Tavares pela parceria, amizade e pelas longas conversas que enriqueceram este trabalho.

Aos amigos Antonio Ramos, Elania Siqueira, Roberta Alves, pelo suporte e apoio com suas amizades sinceras.

Aos amigos de alma, Jacilene Luzia, Marcelo Nunes e Andréa Meireles pelas orações e apoio nos momentos difíceis da caminhada.

À Roseli Sabongi, pela amizade e cumplicidade de toda uma vida;

À Nayara Fernanda, pela amizade que enriqueceu a minha vida. Por sua disponibilidade e presteza. As palavras não descrevem o meu agradecimento a você por sua contribuição para realização deste trabalho.

Ao médico Dr. Bernardo Salvajoli, pela oportunidade e apoio para o desenvolvimento deste projeto.

A todos do CMR/IPEN que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

A um grande amigo e irmão que o doutorado me concedeu, Paulo Domingues, obrigada por cada sorriso, por cada lágrima compartilhada, por cada abraço de encorajamento, pelos momentos que se tornaram eternos em meu coração. Obrigada pela beleza que você trouxe a minha vida com sua amizade verdadeira. Obrigada pela mão estendida e por viver comigo cada sonho no decorrer deste projeto. Te amo.

De todas as certezas e incertezas no caminhar, de todas as ilusões e decepções deixadas ao ar, de todos os encontros e desencontros na vida e de todas as incompreensões vividas na minha história, nada foi definitivo, assim como tudo não foi simples. Deus age conforme sua santa vontade, faz o pequeno sentar-se entre os grandes, eleva os humildes, capacita os inaptos e faz do fraco, um ser forte com sua graça. E na minha história “Ele” fez de uma garçonte uma Doutora.

RESUMO

ALMEIDA, S.B. *Avaliação dosimétrica empregando materiais termoluminescentes e desenvolvimento de um simulador antropomórfico do crânio impresso em 3D para dosimetria de campos pequenos empregando feixes clínicos de fótons*. 2021. 150 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

A usabilidade dos objetos simuladores (*phantoms*) desempenha um papel crítico no comissionamento e nos programas de garantia de qualidade nos departamentos de radioterapia, pois aperfeiçoam a configuração do tratamento do paciente com maior precisão entre o planejamento do tratamento personalizado e as incertezas na configuração da irradiação. Com o surgimento de novas modalidades da radioterapia se tornou necessário aplicar campos relativamente pequenos que são dinâmicos ou estáticos. A utilização desses tamanhos de campos pode causar incertezas na dosimetria, sendo necessária uma atenção especial na dosimetria de campos pequenos. Com esses desafios mencionados, é difícil selecionar um detector com bom desempenho para dosimetria em campos pequenos. Os TLDs apresentam vantagens por possuírem características como alta resolução espacial e resposta à dose, oferecem uma oportunidade promissora para medir a dose absorvida em um campo pequeno. O objetivo deste estudo é desenvolver um objeto simulador impresso em 3D para dosimetria de campos pequenos empregando TLDs em feixes clínicos de fótons. O simulador foi desenvolvido a partir de um protótipo do simulador da CIRS 711, utilizando dois tipos de filamentos com equivalência a tecidos moles (PLA) e tecidos ósseos (ABS XCT-A). O simulador de crânio impresso em 3D possui características que o faz capaz de simular um paciente que será submetido a um tratamento radioterápico. É possível constatar que mesmo apresentando diversos fatores que impactaram no seu desenvolvimento, as consequências não foram significativas para utilizar o simulador na dosimetria de feixes clínicos de fótons em campos pequenos. Os TLDs utilizados, LiF, μLiF e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, apresentaram condições de grande precisão nas medidas realizadas com o simulador 3D, mesmo apresentando uma diferença nas medidas que pode ser justificada por diversos fatores como: presença de ar no simulador causado pelo *efeito warp*, falhas no posicionamento do material em algumas localidades da peça e considerando a dependência angular da resposta dos TLDs. Como resultado, podemos concluir que a utilização do simulador 3D juntamente com os dosímetros termoluminescentes demonstrou ser bastante útil na aplicação da dosimetria de campos pequenos, possibilitando uma averiguação mais precisa nos controles de qualidade envolvendo tratamentos cujas doses são relativamente altas, em técnicas como a radiocirurgia que necessita de medidas mais precisas e confiáveis na entrega da dose.

Palavras-Chave: Simulador antropomórfico, Impressão 3D, Campos pequenos, Dosímetros termoluminescentes.

ABSTRACT

ALMEIDA, S.B. *Dosimetric evaluation using thermoluminescent materials and development of an anthropomorphic simulator of the skull printed in 3D for small field dosimetry using clinical photon beams*. 2021. 150 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

The usability of phantoms plays a critical role in commissioning and quality assurance programs in radiotherapy departments as they improve patient care setup with greater precision between personalized treatment planning and irradiation setup uncertainties. With the emergence of these new radiotherapy modalities, it became necessary to apply relatively small fields that are dynamic or static. The use of these field sizes can cause uncertainty in dosimetry, requiring special attention in small field dosimetry. With these challenges mentioned, it is difficult to select a detector with good performance for dosimetry in small fields. TLDs have advantages for having characteristics such as high spatial resolution and dose response, offering a promising opportunity to measure the absorbed dose in a small field. The aim of this study is to develop a 3D printed phantom for small field dosimetry employing TLDs in clinical photon beams. The phantom was developed from a CIRS 711 phantom prototype, using two types of filaments with equivalence to soft tissue (PLA) and bone tissue (ABS XCT-A). The 3D printed skull phantom has features that make it capable of simulating a patient who will undergo radiotherapy treatment. Even with several factors that impacted its development, the consequences were not significant for using the phantom in the dosimetry of clinical photon beams in small fields. The TLDs, LiF, μLiF e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, presented conditions of great precision in the measurements performed with the 3D phantom, even with a difference in the measurements that can be explained by several factors such as: presence of air in the phantom caused by the warp effect, material deposition failures in some parts of the part and considering the angular dependence of TLDs. As a result, we can conclude that the use of the 3D phantom with thermoluminescent dosimeters proved to be very useful in the application of small field dosimetry, enabling a more accurate investigation in quality controls involving treatments whose doses are relatively high in radiosurgery techniques that require more accurate and reliable measurements in dose delivery.

Key words: Phantom, 3D Printed, Small Field, Thermoluminescent dosimeters.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	24
2. OBJETIVOS	27
2.1 Objetivos gerais.....	27
2.2 Objetivos específicos.....	27
3. JUSTIFICATIVA, RELEVÂNCIA E ORIGINALIDADE DA PESQUISA	29
4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	31
4.1 Câncer.....	31
4.1.1 Tumores Intracranianos	32
4.1.1.1 Glioblastoma	32
4.1.1.2 Meningioma	33
4.1.1.3 Adenoma de Hipófise.....	35
4.1.1.4 Metástase Cerebral	35
4.2 Radioterapia	37
4.2.1 Radiocirurgia Estereotáxica	38
4.3 Definições de Volumes	40
4.4 Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS – <i>Treatment Planning System</i>).....	41
4.5 Dosimetria em Radioterapia.....	43
4.6 Dosimetria em Campos Pequenos.....	44
4.6.1 Formalismo de dosimetria em Campos Pequenos	45
4.6.2 Fator de correção da média volumétrica (<i>Volume Averaging</i>)	48
4.7 Métodos de Dosimetria	50
4.7. Termoluminescência.....	50
4.7.1.1 Aplicação da Dosimetria TL	51
2.7 Objetos simuladores	52
2.8 Impressão 3D.....	55
2.8.1 Fabricação por filamento fundido – FFF	56

2.8.2 Etapas de execução da prototipagem rápida	58
2.8.3 Materiais de impressão 3D	59
5. ESTADO DA ARTE	62
6.1 MATERIAIS	67
6.1.1 Materiais dosimétricos	67
6.1.2 Sistemas de Irradiação e Aquisição de imagens	67
6.1.3 Sistema de impressão 3D	67
6.1.4 <i>Softwares</i> de desenho e impressão 3D	67
6.1.5 <i>Softwares</i> de análise de dados	67
6.1.6 Objetos Simuladores	68
6.1.7 Materiais para construção do simulador	68
6.1.8 Sistema de tratamento térmico	68
6.1.9 Sistema de leitura TL	68
6.1.10 Sistema de medição de precisão	68
6.1.11 Colimadores	68
6.1.12 Acessórios de planejamento e simulação de tratamento radioterápico	69
6.2 Metodologia e Análises realizadas	69
6.2.1 Preparação para uso dos dosímetros	70
6.2.2 Teste de estabilidade da leitora TL	71
6.2.3 Colimadores	72
6.2.3.1 <i>Colimadores para leitura TL</i>	72
6.2.3.2 <i>Colimador multileaf M3 da Brainlab</i>	73
6.2.4 Seleção dos dosímetros e sistema de irradiação	74
6.3 Aplicações Clínica	74
6.3.1 Caracterização do sistema dosimétrico	75
6.3.2 Sensibilidade média dos dosímetros termoluminescentes	75
6.3.3 Caracterização do fator campo	75

6.3.4	Determinação do fator campo utilizando os dosímetros termoluminescentes.....	76
6.3.5	Perfil do feixe de radiação	77
6.3.6	Fator de correção do efeito da média volumétrica (<i>Volume Averaging</i>)	78
6.3.7	Desenvolvimento do objeto simulador impresso em 3D	79
6.3.8	Impressão do objeto simulador	81
6.3.9	Impressão do suporte para posicionar os dosímetros no simulador.....	84
6.3.10	Validação do simulador impresso em 3D por tomografia computadorizada (TC) ..	88
6.3.11	Simulação e planejamento radioterápico do simulador impresso em 3D	89
6.3.12	Aplicação clínica utilizando objeto simulador impresso em 3D	92
7.	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	95
7.1	Seleção dos dosímetros termoluminescentes	95
7.2	Testes de estabilidade da Leitora TL Harshaw 4500	96
7.3	Aplicações clínicas.....	97
7.3.1	Caracterização do sistema dosimétrico	97
7.3.2	Sensibilidade e coeficiente de calibração dos dosímetros termoluminescentes	99
7.3.3	Sensibilidade intrínseca dos dosímetros termoluminescentes	101
7.3.4	Determinação do fator campo utilizando os dosímetros termoluminescentes.....	103
7.3.5	Perfil do feixe de radiação aproximado para uma gaussiana.....	107
7.3.6	Fator de correção do efeito da média volumétrica.....	110
7.3.7	Objeto simulador de crânio impresso em 3D.....	114
7.3.8	Impressão do acessório para posicionar os dosímetros TL no objeto simulador....	120
7.3.9	Validação do simulador impresso em 3D por tomografia computadorizada (TC) ..	122
7.3.9.1	<i>Análise do tecido mole com PLA</i>	123
7.3.9.2	<i>Análise do tecido ósseo com ABS XCT-A</i>	124
7.3.9.3	<i>Análise do ar presente nas regiões internas do simulador</i>	126
7.3.9.4	<i>Análise do impacto do “efeito warp” no simulador 3D</i>	127
7.3.9.5	<i>Análise do espaçamento entre as peças impressas</i>	129

7.3.9.6 <i>Análise da técnica FFF na imagem de TC</i>	129
7.3.10 Aplicação clínica utilizando objeto simulador impresso em 3D	130
8. CONCLUSÕES	134
9. REFERÊNCIAS	137
ANEXO.....	150

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Imagem de ressonância magnética (RM) evidenciando glioblastoma localizado no lobo temporal direito.	33
Figura 2: Imagem de ressonância magnética demonstrando meningioma localizado no lobo frontal.	34
Figura 3: a) Ressonância Magnética em corte sagital e b) RM em corte coronal, em ambas as imagens demonstrando adenoma de hipófise.	35
Figura 4: Metástase cerebral, (a) ângulo do ponto cerebelar à esquerda, (b) Cavum de meckel à esquerda, (c) Lobo occipital à direita, (d) Esplênio do corpo caloso paramediano à esquerda.	37
Figura 5: Acelerador Linear <i>TrueBeam</i>	38
Figura 6: Tratamento de radiocirurgia.	39
Figura 7: Definições de volumes alvos e órgãos de risco. (Imagem adaptada)	40
Figura 8: Exemplo de um planejamento de cabeça, ferramenta DRR com o BEV demonstrando os campos de tratamento.....	42
Figura 9: Exemplo de um planejamento de radiocirurgia, demonstrando DVH (Histograma Dose Volume).....	42
Figura 10: Exemplo de um planejamento de cabeça, Ferramenta DRR demonstrando os eixos de projeções.	42
Figura 11: Representação esquemática da dosimetria de campos pequenos estáticos com referência a um campo de referência específico da máquina.	46
Figura 12: Representação do efeito da média volumétrica em uma dimensão.	49
Figura 13: Ilustração do processo da termoluminescência (Imagem adaptada).....	51
Figura 14: Dosímetros de LiF:Mg,Ti (TLD-100).	52
Figura 15: Dosímetro de CaSO ₄ :Dy fabricado no IPEN.....	52
Figura 16: Simulador para radiocirurgia utilizado em Acelerador Linear e Gamma Knife. ..	53
Figura 17: Simulador de paciente para radiocirurgia modelo 038.	54
Figura 18: Simulador MD Anderson.....	54
Figura 19: Impressora 3D UP MODELO RAISE 3D – PRO ₂	56
Figura 20: Ilustração esquemática do processo de impressão 3D utilizando a técnica FFF. ..	57
Figura 21: Etapas do processo de impressão 3D por FFF.....	58
Figura 22: Representação esquemática do efeito da oclusão da fonte.	63
Figura 23: Dosímetros Termoluminescente (TLDs).	69

Figura 24: Forno tipo mufla da marca Vulcan®.....	71
Figura 25: Estufa de secagem e esterelização, modelo SL-100.	71
Figura 26: Balança analítica digital de marca Shimatzu, modelo AY220.	71
Figura 27: Leitora TL da marca Harshaw TM , modelo 4500 da Thermo Scientific.	72
Figura 28: Leitora TL da marca Harshaw TM , modelo 5500 da Thermo Scientific.	72
Figura 29: Leitora TL/OSL da marca RISO TM , modelo TL/OSL-DA-20.....	72
Figura 30: a) Colimador utilizado para o CaSO ₄ :Dy (0,1 cm de abertura central) e b) Colimador utilizado para o LiF:Mg,Ti (0,5 cm de abertura central).	73
Figura 31: Colimador multileaf M3 acoplado ao Acelerador linear.	73
Figura 32: a) Console do ¹³⁷ Cs, b) Fonte de ¹³⁷ Cs.	74
Figura 33: Fonte de Sr 90/Y 90 RISO TM	74
Figura 34: Arranjo de irradiação de campo (9,8 x 9,8) cm ² com SSD de 100 cm.....	75
Figura 35: <i>Setup</i> de caracterização do fator campo.....	76
Figura 36: Cera ortodôntica rosa 7.....	78
Figura 37: Campo de irradiação nos sentidos <i>inline</i> (Y) e <i>crossline</i> (X).....	78
Figura 38: Detector em formato de círculo considerado para o cálculo da média volumétrica, esquema adaptado para os TLDs.....	79
Figura 39: Simulador 711-HN da CIRS usado como referência para impressão do simulador impresso em 3D para dosimetria clínica de feixe de fótons.	80
Figura 40: Imagens de TC do simulador 711-HN da CIRS. A) Imagem de TC em corte sagital. b) Anatomia antropomórfica 3D detalhada.	81
Figura 41: a) O PLA - Utilizado com equivalência a tecidos moles. b) ABS XCT-A produzido no IPEN - Utilizado como tecido ósseo.	81
Figura 42: a) e b) Modelo do simulador feito pelo <i>software</i> de segmentação 3D <i>Slicer</i> . c) Adaptação do simulador para encaixe dos dosímetros termoluminescentes.	82
Figura 43: a) e b) Programação de impressão do simulador por segmentação utilizando o <i>software Simplify 3D</i> , apresentando riquezas de detalhes anatômicos. c) Segmentação em três eixos.....	83
Figura 44: Peça sendo impressa utilizando os dois bicos extrusor da impressora.	83
Figura 45: a) Resina epóxi, b) Tinta de coloração cinza, utilizada para finalização do objeto simulador.	84
Figura 46: Protótipo de impressão utilizando o <i>software Autodesk fusion 360</i> , definindo as dimensões do suporte. a) Parte inferior do suporte, b) Parte superior do suporte.....	85

Figura 47: Programação de impressão, a) Primeira camada sendo formada, b) Início do preenchimento <i>infill</i>	85
Figura 48: Teste de temperatura do bico extrusor da impressora para o PLA.	86
Figura 49: a) e b) Protótipo de impressão de uma peça teste.	87
Figura 50: a) e b) Peça teste impressa com 15% de <i>infill</i>	87
Figura 51: Impressão do suporte do μ LiF.....	87
Figura 52: a) Tomógrafo computadorizado GE 4 canais, pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD. b) Imagem do simulador sendo realizada pelo TC.	88
Figura 53: Modelagem da máscara termoplástica no simulador.....	89
Figura 54: Máscara termoplástica estereotáxica tipo B (Oxigen).....	89
Figura 55: a) Máscara já modelada, b) Simulador com máscara termoplástica com reforço própria para procedimentos como radiocirurgia.....	89
Figura 56: a) Aquisição da imagem do simulador, b) <i>Scout</i> (Programação da imagem).....	90
Figura 57: Acessório para posicionar os TLDs. (Ponto 5 - Dose de referência - PTV).....	90
Figura 58: a) Imagem tomográfica do simulador em corte axial com delineamento de estruturas, b) delineamento dos pontos de irradiação.....	91
Figura 59: a) e b) Inserção dos 4 campos de tratamento.....	91
Figura 60: Análise da dose depositada no volume alvo. a) Histograma demonstrando a dose no volume tumoral. b) Histograma demonstrando a dose no ponto 5 (Ponto planejado - PTV). .	91
Figura 61: a) Posicionamento do paciente com o <i>gantry</i> a 150° e mesa com 70°, b) BEV: Possibilita a visualização do campo conformado para distintos cortes tomográficos, c) DRR: Verificação do posicionamento.	92
Figura 62: a) Posicionamento do paciente com o <i>gantry</i> a 30° e mesa com 30°, b) BEV: Possibilita a visualização do campo conformado para distintos cortes tomográficos, c) DRR: Verificação do posicionamento.	92
Figura 63: a) Posicionamento do simulador com a máscara termoplástica para radiocirurgia, b) Simulador com o <i>framelle</i> (Sistema <i>Exactrac</i>).	93
Figura 64: Seleção dos dosímetros avaliada pela sensibilidade média de quatro leituras (CaSO ₄ :Dy).....	95
Figura 65: Seleção dos dosímetros avaliada pela sensibilidade média de quatro leituras (LiF:Mg,Ti).	95
Figura 66: Seleção dos dosímetros avaliada pela sensibilidade média de quatro leituras (μ LiF:Mg,Ti).	96
Figura 67: Teste de estabilidade da leitora 4500 " <i>PMT Noise</i> ".....	96

Figura 68: Teste de estabilidade da leitora 4500 “ <i>Reference Light</i> ”	97
Figura 69: Curva de resposta em função da dose - CaSO ₄ :Dy.	98
Figura 70: Curva de resposta em função da dose - LiF:Mg,Ti.	99
Figura 71: Curva de resposta em função da dose - μLiF:Mg,Ti.	99
Figura 72: Fator de campo normalizado para o campo intermediário de 4 x 4 cm ² : a) CaSO ₄ :Dy, b) LiF:Mg,Ti, c) μLiF:Mg,Ti.	105
Figura 73: Modelo representativo do código de Monte Carlo da fluência de fótons.....	106
Figura 74: CaSO ₄ :Dy campo 1 x 1 cm ² - a) Eixo <i>inline</i> Y, b) Eixo <i>crossline</i> X.	107
Figura 75: CaSO ₄ :Dy campo 2 x 2 cm ² - a) Eixo <i>inline</i> Y, b) Eixo <i>crossline</i> X.	107
Figura 76: LiF:Mg,Ti campo 1 x 1 cm ² - a) Eixo <i>inline</i> Y, b) Eixo <i>crossline</i> X.	108
Figura 77: LiF:Mg,Ti campo 2 x 2 cm ² - a) Eixo <i>inline</i> Y, b) Eixo <i>crossline</i> X.	108
Figura 78: μLiF:Mg,Ti campo 0,5 x 0,5 cm ² - a) Eixo <i>inline</i> Y, b) Eixo <i>crossline</i> X.	109
Figura 79: μLiF:Mg,Ti campo 1 x 1 cm ² a) Eixo <i>inline</i> Y, b) Eixo <i>crossline</i> X.....	109
Figura 80: μLiF:Mg,Ti campo 2 x 2 cm ² - a) Eixo <i>inline</i> Y, b) Eixo <i>crossline</i> X.....	109
Figura 81: Código computacional desenvolvido por (Cunha, 2019) na plataforma <i>Scilab</i> , versão 6.0 adaptados para os TLDs.....	112
Figura 82: Efeito da média do volume para os TLDs CaSO ₄ :Dy, LiF:Mg,Ti, μLiF:Mg,.....	114
Figura 83: Esquema representativo demonstrando tamanho de campo de 10 x 10 cm ² em profundidade de 1,5 e 5 cm.	114
Figura 84: Representação de uma peça impressa em camadas demonstrando como o <i>warp</i> pode afetar um objeto impresso em 3D.....	115
Figura 85: Modelo sendo impresso com o <i>Raft</i> na região inferior da peça.....	117
Figura 86: Modelo sendo impresso com o <i>Brim</i> na região inferior da peça.	118
Figura 87: Simulador sendo impresso em corte axial com o <i>Brim</i> nas laterais da peça.	118
Figura 88: Peça do simulador apresentando <i>warp</i> na região frontal.....	119
Figura 89: Simulador de crânio impresso em 3D: a) Vista frontal e b) Vista lateral.	120
Figura 90: a) Simulador posicionado no Acelerador Linear, b) Simulador demonstrando abertura da calota craniana para inserção dos TLDs.....	120
Figura 91: Primeira tentativa de impressão do acessório para posicionar os dosímetros, apresentando <i>warp</i> nas laterais da peça.....	121
Figura 92: Suporte sendo impresso com <i>Brim</i> para diminuir o efeito <i>Warp</i>	121
Figura 93: Simulador apresentando abertura central para posicionar os dosímetros TL.....	122
Figura 94: Acessório para posicionar os dosímetros CaSO ₄ :Dy, impresso em 3D com preenchimento 100% <i>infill</i>	122

Figura 95: a) e b) Acessório para posicionar os dosímetros μLiF .	122
Figura 96: a) Imagem de TC da CIRS 711, b) Imagem TC do simulador 3D e c) Imagem TC de um paciente.	123
Figura 97: a) Imagem extraída do <i>software Philips intelligispace</i> apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação de tecido mole.	123
Figura 98: a) Imagem extraída do <i>software Philips intelligispace</i> apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação de tecido ósseo cortical).	124
Figura 99: a) Imagem extraída do <i>software Philips intelligispace</i> apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação de tecido ósseo trabecular.	125
Figura 100: a) Imagem extraída do <i>software Philips intelligispace</i> apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem do simulador da CIRS 711, c) Imagem de TC de um paciente comparando arcada dentária.	126
Figura 101: a) Imagem extraída do <i>software Philips intelligispace</i> apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação da densidade do ar.	127
Figura 102: a) Imagem do simulador 3D evidenciando uma descontinuidade na região etmoidal e orbital com espaços na região esquerda da imagem e uma prevalência de descontuidade no hemisferio cerebelar. b) Mesmo corte tomográfico demonstrando o número de HU para as regiões que apresentaram ar causado pelo efeito <i>warp</i> .	128
Figura 103: a) Imagem de outro corte tomográfico evidenciando prevalência de ar causado pelo efeito <i>warp</i> na região do lobo temporal direito e hemisfério cerebelar, b) Número de HU para regiões que apresentaram ar causado pelo efeito <i>warp</i> .	128
Figura 104: Imagem em corte sagital demonstrando valores de espaçamentos entre as peças impressas.	129
Figura 105: a) Imagem do simulador demonstrando linhas de impressão próximo da região orofaringe e região posterior da vértebra, b) Imagem apresentando falhas de impressão no lobo frontal e lobo temporal esquerdo.	130
Figura 106: a) e b) Imagens realizadas pelo sistema <i>Exctrac</i> no simulador para cada campo aplicado, c) Imagem demonstrando o acessório para posicionar os TLDs.	130

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resumo das propriedades dos dosímetros termoluminescentes utilizados neste estudo.....	69
Tabela 2: Tratamento térmico pré-irradiação	70
Tabela 3: Características técnicas de impressão para PLA e ABS XCT-A.	82
Tabela 4: Características técnicas de impressão para PLA.	86
Tabela 5: Parâmetros de aquisição das imagens tomográficas.....	88
Tabela 6: Parâmetros de irradiação do simulador.	93
Tabela 7: Dados da curva dose resposta em μC ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$).	97
Tabela 8: Dados da curva dose resposta em contagem ($\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$).....	98
Tabela 9: Dados da curva dose resposta em contagem ($\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$).	98
Tabela 10: Sensibilidade média dos dosímetros TL em feixes clínicos de fótons ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$).	100
Tabela 11: Sensibilidade média dos dosímetros TL em feixes clínicos de fótons ($\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$).	100
Tabela 12: Sensibilidade média dos dosímetros TL em feixes clínicos de fótons ($\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$).	101
Tabela 13: Sensibilidade intrínseca individual $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	102
Tabela 14: Sensibilidade intrínseca individual $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$	102
Tabela 15: Sensibilidade intrínseca individual μLiF	103
Tabela 16: ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$) - Média das leituras relativo ao campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$	104
Tabela 17: ($\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$) - Média das leituras TL relativo ao campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$	104
Tabela 18: ($\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$) - Média das leituras TL relativo ao campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$	104
Tabela 19: Dados da dimensão dos dosímetros para o cálculo da função peso, $w(x,y)$	110
Tabela 20: Dados coletados a partir da aproximação dos perfis <i>crossline</i> e <i>inline</i> para uma profundidade de 1,5 cm por uma função gaussiana ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$).	111
Tabela 21: Dados coletados a partir da aproximação dos perfis <i>crossline</i> e <i>inline</i> para uma profundidade de 1,5 cm por uma função gaussiana ($\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$).	111
Tabela 22: Dados coletados a partir da aproximação dos perfis <i>crossline</i> e <i>inline</i> para uma profundidade de 1,5 cm por uma função gaussiana ($\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$).	111

Tabela 23: Cálculo do efeito da média volumétrica para os três TLDs, utilizados em medidas de perfis de feixes de tamanhos de campos de 0,5 x 0,5 cm ² , 1 x 1 cm ² e 2 x 2 cm ² na profundidade de 1,5 cm.	113
Tabela 24: Resultado da análise do número de TC no simulador impresso em 3D para tecidos moles.....	124
Tabela 25: Resultado da análise do número de TC no simulador impresso em 3D para tecidos ósseos (osso cortical).....	125
Tabela 26: Resultado da análise do número de TC no simulador impresso em 3D para tecidos ósseos (osso trabecular).....	125
Tabela 27: Análise da densidade da unidade HU para os dentes do simulador 3D e a imagem de TC	126
Tabela 28: Análise da densidade da unidade HU para regiões com ar dentro do simulador 3D comparado com a imagem de TC.....	127
Tabela 29: (CaSO ₄ :Dy) Doses avaliadas no simulador de crânio impresso em 3D comparadas ao sistema de planejamento.	131
Tabela 30: (LiF:Mg,Ti) Doses avaliadas no simulador de crânio impresso em 3D comparadas ao sistema de planejamento.	131
Tabela 31: (μLiF:Mg,Ti) Doses avaliadas no simulador de crânio impresso em 3D comparadas ao sistema de planejamento.	131

LISTA DE ABREVIATURAS

AAPM – Associação Americana de Física Médica

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

ABS-PC – Acrilonitrila Butadieno Estireno / Policarbonato

AL – Acelerador Linear

ASA – Acrilonitrila Estereno Acrilato

ASTRO – Sociedade Americana de Oncologia e Radiação

CAD – Projeto Auxiliado por Computador

CoP – Códigos de Práticas

CV – Coeficiente de Variação

DPM – Desvio Padrão da Média

ESTRO – Sociedade Européia de Radioterapia e Oncologia

FDM – Modelagem por Fusão e Deposição

GBM – Glioblastoma Multiforme

HU – Unidade Hounsfield

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

IMRT – Radioterapia de Intensidade Modulada

iPlan® – Sistema de Planejamento (Varian)

K_{vol} – Efeito da Média Volumétrica

Msr – Campo Específico da Máquina

MLC – Colimador Multileaf

PDP – Porcentagem de Dose Profunda

PLA – Ácido Polilático

RPS – Centro de Radiologia Física

RM – Ressonância Magnética

SLA – Estererolitografia

SLS – Sinterização Seletiva por Laser

SNC – Sistema Nervoso Central

SRS – Radiocirurgia Extereotáxica (Fração única)

SSD – Distância Foco – Superfície

STL – Formato de Arquivo (*Stereolithograp File Format*)

TC – Tomografia Computadorizada

TLDs – Dosímetros Termoluminescentes

TRS – Série de Relatórios Técnicos

VMAT – Radioterapia em Arco Modulado Volumétrico

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A usabilidade dos simuladores (*phantoms*) desempenha um papel crítico no comissionamento e nos programas de garantia de qualidade nos departamentos de radioterapia, pois aperfeiçoam a configuração do tratamento do paciente com maior precisão entre o planejamento do tratamento personalizado e as incertezas na configuração da irradiação (Samadi, 2016). Sua aplicação depende de sua composição e geometria, que varia de cilindros simples a materiais homogêneos como: líquidos ou sólidos ou até mesmo protótipos construídos com multimateriais (Babaloui, 2020).

Os simuladores antropomórficos são representações artificiais de estruturas anatômicas do corpo humano em termos de tamanho, forma e funções, sendo constituídos de estruturas com material equivalente a tecido e considerado um fator extremamente importante na radioterapia, pois qualquer inconsistência radiológica em termos teciduais do simulador e do paciente podem afetar os resultados no tratamento do paciente, acarretando um desfecho não satisfatório (Babaloui, 2020).

A administração da dose pela radioterapia é bastante prejudicada pelos movimentos anatômicos do paciente e até mesmo pela visibilidade limitada do volume alvo nas imagens feitas por tomografia computadorizada (TC). Fazendo uma análise na prática clínica, esses fatores impactam diretamente em incertezas geométricas maiores que acabam englobando tecidos saudáveis próximos do volume alvo, tendo como resultado doses altas em tecidos normais. Os simuladores antropomórficos podem reduzir consideravelmente fontes de incertezas sem exposição adicional à dose de tratamento ao paciente, pois são capazes de representar um paciente em uma série de aspectos radiológicos como: contraste (tonalidades próximas ao tecido humano) em diferentes modalidades de imagens para diagnóstico, contorno de estruturas anatômicas, delineamento do volume alvo e simulação de tratamento adotando condições reais (Niebuhr, 2016; Gallas, 2015).

Além disso, com a crescente utilização de novas modalidades de tratamento como a radiocirurgia, os simuladores desempenham um papel fundamental para analisar alguns parâmetros dosimétricos como a falta de equilíbrio lateral de partículas carregadas e gradiente de dose em campos pequenos (Babaloui, 2020).

Recentemente, aumentou o interesse na aplicação de manufatura aditivada (impressão 3D) em vários estudos que demonstram uma produção realista de simuladores que podem ser preenchidos com soluções como: água, géis dosimétricos e resina epóxi (Gallas, 2015) ou simuladores impressos em 3D que são construídos totalmente sólidos (Preece, 2019; Babaloui,

2020). Vários estudos têm mostrado as vantagens dos simuladores impressos em 3D para uso em radioterapia devido à liberdade de impressão por criar protótipos que permitam simular regiões anatômicas independentes, como: fígado, rins e baço (Price, 2019).

Outros estudos vêm demonstrando a crescente aplicabilidade dos simuladores impressos em 3D, como o Singhrao (2020) que construiu um simulador a partir de um de protótipo anatômico de uma pelve masculina com o intuito de se obter um simulador com características compatíveis com sinal obtido em ressonância magnética e tomografia computadorizada e ter uma aplicabilidade em radioterapia.

Cruz (2019) em seu estudo desenvolveu um simulador de próstata confeccionado em uma impressora 3D, associado à aplicação do dosímetro Fricke gel, com a finalidade de realizar um teste de dosimetria para avaliação da dose 3D, com aplicação de dose em teleterapia por acelerador linear.

Zhang (2019) e (Craft e Howell, 2017) desenvolveram um protótipo de pulmão (tórax). O simulador construído por Zhang (2019) é vazio em seu interior sendo preenchido com outros materiais com equivalência tecidual para dosimetria clínica. Já o simulador produzido por Craft e Howell (2017) apresenta um grande potencial por superar limitações, desenvolvendo e testando um fluxo de trabalho de impressão 3D eficaz para fabricar um grande simulador de radioterapia específico do paciente com erros mínimos de efeito *warp*. Ao fazer isso, Craft e Howell (2017) produziu um simulador em escala real de um paciente após a realização da mastectomia. Um trabalho extremamente importante por ser realizado com preenchimento a 100% *infill* e fabricado com alta precisão.

Visando estudos que foram publicados nos últimos anos, vários simuladores de crânio foram impressos para dosimetria em radioterapia, como é o caso de Ehler (2014) que fez a impressão de uma calota craniana sem preenchimento interno, depositando em seu interior após impressão um tipo de cera para utilizar em controle de qualidade para técnica de IMRT. Do mesmo modo, Ger (2015) desenvolveu um protótipo similar ao de Ehler (2014), diferindo no tipo de preenchimento que foi realizado com materiais diferentes para criar um simulador com calota craniana heterogênea. Em geral, os simuladores impressos em 3D podem ser utilizados em diversas aplicações multidisciplinares e não apenas para controle de qualidade para novas modalidades da radioterapia, mas para realizar também controle de qualidade para tratamentos de rotina nos pacientes que dispõem de uma anatomia atípica (Craft e Howell, 2017).

2. OBJETIVOS

2. OJETIVOS

2.1 Objetivos gerais

- Avaliar a viabilidade de uso dos diferentes materiais termoluminescentes ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$; LiF:Mg,Ti e $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$) para dosimetria de feixes clínicos de fótons em campos pequenos;

- Desenvolver um objeto simulador de crânio impresso em 3D para dosimetria de campos pequenos empregando dosímetros termoluminescentes.

2.2 Objetivos específicos

- Avaliar o desempenho dos dosímetros termoluminescentes de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ para os feixes clínicos de fótons na dosimetria de campos pequenos;

- Avaliar o desempenho dos $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ para aplicações dosimétricas em campos com dimensões de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$;

- Comparar o desempenho dos respectivos dosímetros termoluminescentes, utilizando o objeto simulador impresso em 3D para a dosimetria de campos pequenos;

- Comparar os resultados experimentais com os valores dos sistemas de planejamento e simulação computacional.

- Avaliar os fatores de efeito da média volumétrica (K_{vol}) dos perfis para feixe de fótons de 6 MV para campos de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ e $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$.

3. JUSTIFICATIVA, RELEVÂNCIA E ORIGINALIDADE DA PESQUISA

3. JUSTIFICATIVA, RELEVÂNCIA E ORIGINALIDADE DA PESQUISA

O uso de campos pequenos em radioterapia é complexo devido à dificuldade de se obter um detector capaz de medir e avaliar a dose em campos da ordem de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$. Alguns estudos foram feitos para o tratamento de lesões intracranianas (Thomas, 2016; Kraus, 2016) com uso de câmaras de ionização e/ou matrizes de detectores semicondutores para validação. Este trabalho tem como objetivo caracterizar e propor o uso dos dosímetros termoluminescentes como dosimetria de apoio para campos pequenos.

A Associação Americana de Física Médica - *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) faz menção aos dosímetros termoluminescentes como sendo uma opção de dosimetria para feixe de fótons de campos pequenos. O TRS 483 recomenda que os TLDs apresentem algumas características para serem considerados aptos para tal aplicação, como, estabilidade do detector, linearidade da dose (0,01 a 10 Gy), tamanho pequeno do detector, baixo sinal de fundo, fatores ambientais favoráveis e analisar previamente o comportamento do detector em relação a dependência energética de sua resposta (Report 483, 2018).

A originalidade dessa pesquisa está na dosimetria clínica empregando objeto simulador impresso em 3D, visando a complexidade da dosimetria de campos pequenos, e a escolha do detector para a dosimetria, avaliando os diferentes dosímetros termoluminescentes.

Esse projeto possibilitará desenvolver metodologias dosimétricas acessíveis para o controle de qualidade relacionado às medidas com campos pequenos, além de possibilitar o uso de detectores propícios para este tipo de aplicação.

Outros trabalhos já foram realizados utilizando os dosímetros termoluminescentes para aplicação clínica em radioterapia para campos pequenos como o Azangwe et al (2014) e Hsu et al (2017), onde eles adquiriram resultados condizentes com o report 483.

Os TLDs têm sido bastante empregados nos departamentos de radioterapia e tem demonstrado sua eficiência em diversas aplicações clínicas, como já demonstrado nos trabalhos realizados pelo Centro de Metrologia das Radiações (CMR), nos trabalhos de Bravim (2015), Matsushima (2015), Villani (2017) e Almeida (2017). Todos os trabalhos apresentaram resultados bastante satisfatórios, demonstrando a eficiência dos detectores para diversas aplicações clínicas e para feixes de fótons e elétrons.

IV FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

4.1 Câncer

Câncer é uma denominação atribuída a mais de cem doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células, que invadem tecidos e órgãos. Estas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, podendo-se dividir rapidamente, ocasionando a formação de tumores, que podem espalhar-se para outras regiões do corpo (Inca, 2020 a).

Os diferentes agentes cancerígenos têm efeitos cumulativos, sendo responsáveis pelo início, promoção, progressão e inibição do tumor.

Esse processo é integrado por três estágios:

- Estágio de iniciação, no qual os genes sofrem ação dos agentes cancerígenos;
- Estágio de promoção, no qual os agentes oncopromotores atuam na célula já alterada;
- Estágio de progressão, caracterizado pela multiplicação descontrolada e irreversível da célula (Inca, 2012 b).

Os tipos de câncer são distintos e caracterizam os vários tipos de células do corpo. Quando este processo se inicia em tecidos epiteliais, como pele ou mucosas, são designadas de carcinomas. Porém quando o início são os tecidos conjuntivos, como osso, músculo ou cartilagem, são denominados de sarcomas (Inca, 2020 a).

As causas do câncer são caracterizadas por diversos fatores, sendo de origens externas ou internas ao organismo e estando ambas correlacionadas. De todos os casos de câncer, 80% a 90% estão associados a fatores ambientais, como por exemplo: cigarro, bebidas alcoólicas, exposição excessiva ao sol, alguns vírus (leucemia, câncer do colo do útero e câncer de fígado) (Inca, 2020 a).

Na maioria das vezes as condições imunológicas, mutações genéticas e os hormônios, são as causas internas, geneticamente pré-determinadas e estão ligadas à capacidade do organismo de se defender das agressões externas. Os fatores genéticos exercem um papel importante na formação dos tumores, são raros os casos de câncer que se devem exclusivamente a fatores hereditários, familiares e étnicos (Inca, 2012 b).

Os tratamentos de neoplasias malignas podem ser realizados por meio de cirurgia, radioterapia, quimioterapia ou transplante de medula óssea. Em alguns casos há a necessidade de combinar mais de uma modalidade (Inca, 2020 a).

4.1.1 Tumores Intracranianos

Os tumores cerebrais são um achado comum, exigindo dos médicos uma compreensão adequada sobre o seu diagnóstico e tratamento (Mcfaline-figueroa e Lee 2018). Esse tipo de lesão ocupa uma região do crânio, crescendo como uma massa esférica ou infiltrando difusamente nos tecidos. Condições como: inflamação, compressão e infiltração dos tecidos são efeitos causados pelos tumores cerebrais. Em decorrência, ocorrem diversas alterações fisiológicas, causando qualquer um dos seguintes eventos fisiopatológicos ou todos eles: elevação da pressão intracraniana e edema cerebral, atividade convulsiva e sinais neurológicos focais, hidrocefalia e/ou alteração da função hipofisária. Os tumores intracranianos são classificados em tumores primários (originam-se de células no interior do encéfalo) e tumores secundários (desenvolvem-se a partir de estruturas localizadas fora do encéfalo e são duas vezes mais comuns) (Araújo et al, 2018). Os tumores cerebrais que têm uma maior prevalência são: glioblastomas, meningiomas e as metástases cerebrais (Mcfaline-Figueroa e Lee 2018).

4.1.1.1 Glioblastoma

O Glioblastoma (GBM) é um tumor cerebral maligno mais comum e agressivo de todos os tumores cerebrais primários (Li et al, 2016; Wang et al, 2017; Poulsen et al, 2020), sendo responsável por 16% das neoplasias cerebrais primárias e do sistema nervoso central. A neoplasia ocorre em qualquer idade, porém tem uma prevalência em pacientes com idade mediana de 64 anos (Thakkar et al, 2014).

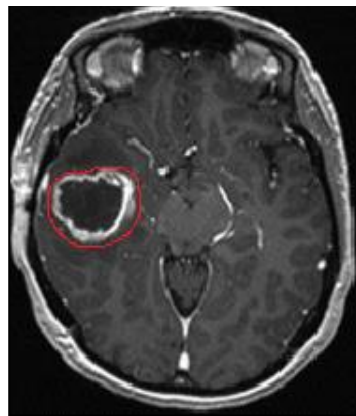
Embora o GBM acometa quase exclusivamente o cérebro, eles podem aparecer em regiões como: Tronco cerebral, cerebelo e na medula espinhal. Os gliomas primários afetam cerca de 71% dos quatro lobos do cérebro: Frontal (25%), temporal (20%), parietal (13%) e occipital (3%). Originalmente, pensava-se que os GBM eram derivados apenas de células gliais; entretanto, as evidências sugerem que elas podem surgir de vários tipos de células com propriedades semelhantes às células-tronco neurais. Essas células estão em múltiplos estágios de diferenciação de células-tronco para neurônios e células da glia, com variações fenotípicas determinadas, em grande parte, por alterações moleculares nas vias de sinalização e não por diferenças no tipo de origem celular (Davis, 2016).

Os GBM podem ser classificados como primários, surgindo sem um precursor conhecido; ou secundário, onde um tumor de baixo grau se transforma ao longo do tempo em GBM. No entanto a maioria dos GBM é primário, e esses pacientes tendem a ser mais velhos e têm pior prognóstico do que os pacientes com GBM secundários (Davis, 2016).

As apresentações clínicas do GBM estão tipicamente relacionadas ao aspecto funcional da área envolvida do cérebro. Os tumores em certas áreas causam sintomas óbvios, como fraqueza persistente, dormência, perda da visão ou alteração da linguagem. Tumores em outras áreas do cérebro podem resultar em sintomas mais sutis, como disfunção executiva, transtornos do humor, fadiga e distúrbios leves da memória. Tais tumores são frequentemente localizados no lobo frontal, no lobo temporal (Fig. 1) ou no corpo caloso e tendem a serem maiores quando descobertos (Alexander e Cloughesy, 2017).

O diagnóstico evidencia características típicas de imagem do GBM, inclui uma lesão infiltrativa, heterogênea e edema peritumoral adjacente. Envolvimento da substância branca e do corpo caloso é comum (Alexander e Cloughesy, 2017).

Figura 1: Imagem de ressonância magnética (RM) evidenciando glioblastoma localizado no lobo temporal direito.



Fonte. Alexander e Cloughesy, 2017

4.1.1.2 Meningioma

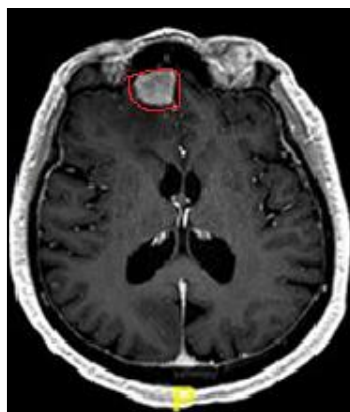
Os meningiomas são tumores das meninges - as camadas de tecido que cobrem o cérebro ou a medula espinhal. Estes tumores compõem 15 a 25% das neoplasias primárias intracranianas (Vilela, 2021). Os meningiomas têm sua procedência de células aracnóides meningotélicas, mas também podem ocorrer raramente como tumores primários em outras localizações, como dentro dos ventrículos do sistema nervoso central (SNC) ou mesmo em órgãos extracranianos, como os pulmões. O desenvolvimento natural das células aracnóides é complexo, uma vez que estas células têm diferentes origens embrionárias dependendo de

sua localização - isto é, as meninges que cobrem a convexidade do cérebro têm uma origem diferente daquelas na base do crânio. Essa diferença afeta não apenas os subtipos histológicos predominantes de meningiomas que surgem dessas células, mas também a distribuição de mutações somáticas recorrentes (Preusser et al, 2018). Os meningiomas apresentam aspectos encapsulados (Fig. 2), sendo considerados tumores benignos na maioria das vezes. Sua localização intracraniana frequentemente leva a consequências graves e potencialmente letais. Esses tumores cerebrais são considerados os mais comumente diagnosticados, sendo responsável por 33,8% de todos os tumores primários e do sistema nervoso central (Wiemels et al, 2010). Os meningiomas atípicos e malignos compreendem uma pequena fração do total (~ 5%) e apresentam uma leve predominância do sexo masculino (Kessler et al, 2017).

Atualmente, o meningioma é classificado com base em critérios histomorfológicos de proliferação, invasão cerebral e aspectos morfológicos em 3 graus da Organização Mundial de Saúde (Olar et al, 2017). Meningiomas de grau I são geralmente curáveis com cirurgia. No entanto, um subconjunto localizado na base do crânio, adjacente aos seios venosos maiores, ou insinuado em torno das principais estruturas neurovasculares, representa um desafio para a ressecção completa. Além disso, meningiomas de graus mais altos, constatemente recorrem apesar da cirurgia e do tratamento empregando radiação ionizante (Mei et al, 2017).

Poucos estudos averiguaram os fatores de risco relacionados ao diagnóstico de meningioma, sendo classificados em duas categorias de exposição, hormônios (endógenos e exógenos) e radiação, mais fortemente associados ao risco de meningioma (Claus et al, 2005).

Figura 2: Imagem de ressonância magnética demonstrando meningioma localizado no lobo frontal.



Fonte. Mcfaline-Figueroa e Lee 2018

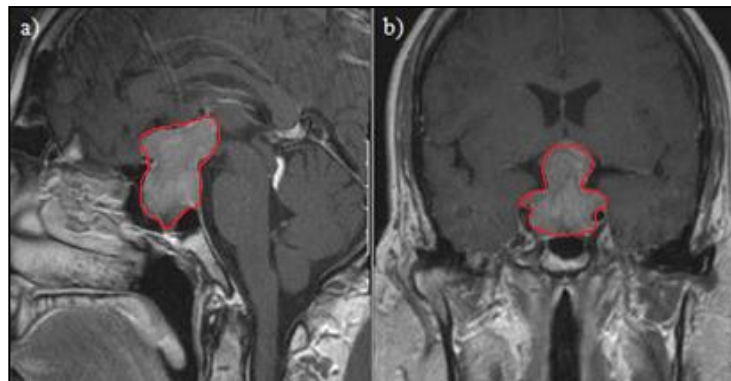
4.1.1.3 Adenoma de Hipófise

O termo "adenoma hipofisário" é atribuído aos tumores geralmente benignos decorrentes das células secretoras de hormônios da hipófise anterior da glândula pituitária. Suscitando doenças devido a alterações hormonais e efeitos locais ocupantes do espaço, como: enxaquecas, tonturas e perturbações oculares que raramente são associados a essa patologia (Caimari e Korbonits, 2016; Sanches, 2016). São tumores relativamente comuns, presentes em 0,1% da população geral.

Os adenomas hipofisários (Fig. 3) são amplamente classificados em tumores hormônio-ativos, que causam síndromes clínicas específicas devido à hipersecreção hormonal e adenomas hipofisários não funcionais (Karamouzis et al, 2018).

A conduta de escolha de tratamento para pacientes com adenomas hipofisários é neurocirurgia, com o objetivo de remoção completa do tumor com preservação da glândula pituitária (Karamouzis et al, 2018). Outra forma de tratamento é a radiocirurgia estereotáxica e a radioterapia convencionalmente fracionada são tratamentos bem estabelecidos para o adenoma hipofisário, com altas taxas de controle local do tumor (Minniti et al, 2016; Yu et al, 2017, Atkins et al, 2018).

Figura 3: a) Ressonância Magnética (RM) em corte sagital e b) RM em corte coronal, em ambas as imagens demonstrando adenoma de hipófise.



Fonte. Cruzeiro, 2010

4.1.1.4 Metástase Cerebral

As metástases cerebrais são as lesões mais frequentes que acometem o sistema nervoso central, sendo responsável pela morbidade e mortalidade por câncer (Black e Johnson, 2004). Os pacientes com tumores malignos apresentam uma incidência de metástases cerebrais com cerca de 20% a 40% na prática oncológica (Bradley e Mehta, 2004; Lamba et al, 2017). As neoplasias sistêmicas mais comuns a metastizar para o cérebro são

tumores primários no pulmão, sistema digestivo, mama e melanomas. (Kondziolka et al, 2000; Mcfaline-Figueroa e Lee, 2018).

O parênquima cerebral (hemisférios cerebrais, cerebelo, tronco encefálico) é uma das regiões mais acometidas por essa incidência (Fig. 4), porém as lesões secundárias encontram-se também na calota craniana e nas meninges (dura-máter e leptomeninges) (Santos et al, 2001).

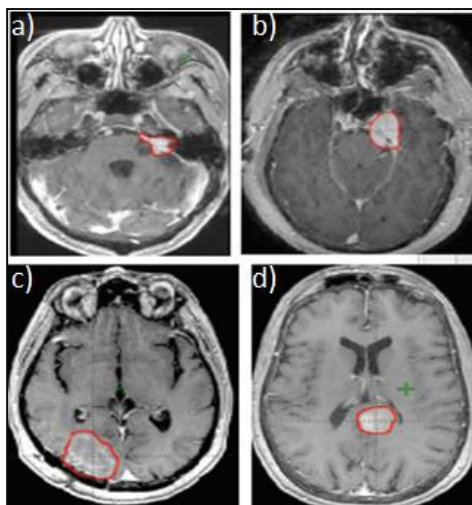
A distribuição das metástases é proporcional ao fluxo sanguíneo cerebral, ou seja, por uma disseminação hematogênica, sendo a principal via a circulação arterial, tendo a possibilidade de ocorrência pelo sistema venoso por meio do plexo venoso cerebral. Sendo verificado pelo predomínio das lesões nos lobos frontal e parietal. Em 80% dos casos as metástases cerebrais localizam-se nos hemisférios cerebrais, em 15% no cerebelo e 5% no tronco cerebral (Santos et al, 2001).

As manifestações clínicas dependerão da localização, tamanho e edema perilesional que geram as metástases. Os sintomas mais predominantes de metástases cerebrais são cefaleia, estado mental alterado e paresia focal, sendo suscitado cerca de um terço a metade dos pacientes. Outros sintomas que podem ser averiguados são as crises convulsivas que acomete cerca de 10% a 20% dos pacientes (Marín et al, 2017).

As abordagens terapêuticas comuns para o tratamento de metástases cerebrais são a cirurgia e a quimioterapia (apresentam algumas limitações devido o perfil molecular, pois os agentes direcionados podem diferir imprevisivelmente daquele do tumor primário. Outro fator é a barreira hematocefálica que limitam o acesso de drogas citotóxicas) a radioterapia do cérebro inteiro e a radiocirurgia estereotáxica (SRS) (Wu et al, 2016; Soffiatti, 2020).

É um estudo que proporciona uma difícil comparação entre as modalidades de tratamentos para metástases cerebrais devido ao grande número de variáveis envolvidas na evolução destes casos. Por serem pacientes que apresentam uma disseminação tumoral hematogênica a tendência é haver metástases concomitantes em outras regiões do corpo como no caso dos ossos, pulmão e fígado e o fato dessas metástases terem a possibilidade de serem múltiplas. Em alguns casos em que o paciente é paliativo o tratamento deve possibilitar um rápido retorno, ter mínimo efeito colateral, eficiência no tratamento e de fácil execução (Faria et al, 1995).

Figura 4: Metástase cerebral, (a) ângulo do ponto cerebelar à esquerda, (b) Cavum de meckel à esquerda, (c) Lobo occipital à direita, (d) Esplênio do corpo caloso paramediano à esquerda.



Fonte. Audet et al, 2011

4.2 Radioterapia

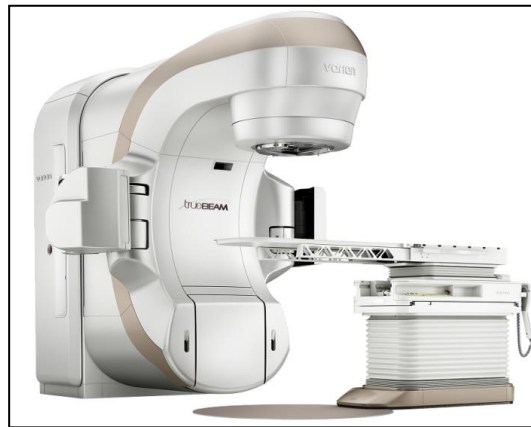
A Radioterapia é um tratamento que visa utilizar radiação ionizante com o objetivo de tratar pacientes que apresentam neoplasias malignas e alguns tumores benignos. A técnica consiste em tratar lesões de maneira exclusiva ou com alguma terapia concomitante. É uma modalidade que possui configurações bastante complexas na área da saúde (Ford et al, 2009; Furnari, 2009; De Faria, 2012). A radioterapia apresenta um efeito curativo, possibilitando a utilização em pacientes paliativos e se obtendo um controle dos sintomas em cânceres recorrentes ou com estágios avançados, tendo uma viabilidade em minimizar o sofrimento do paciente e uma adequação na qualidade de vida dos mesmos (Barbosa, 2011).

A radioterapia tem um sistema bastante complexo, envolvendo um vasto conhecimento sobre os princípios da radiobiologia, física médica, proteção radiológica, dosimetria, planejamento, simulação e interação da radiação. (Broggi et al, 2013). Para possibilitar uma avaliação de fatores clínicos, dosimétricos e físicos, um programa de garantia de qualidade deve ser estabelecido no departamento de radioterapia garantindo a segurança de todo o processo envolvido nos tratamentos (Furnari, 2009; Barbosa, 2011). Buscando melhorar a qualidade dos planejamentos, novas tecnologias estão sendo desenvolvidas, assim como a incorporação de técnicas para rastreamento de tumores e de imagens para correção de variações Inter e Intrafração (Broggi et al, 2013). Além disso, diferentes modalidades de tratamentos auxiliam na conformidade e entrega de dose adequada

ao volume a ser tratado, como, por exemplo, a terapia por intensidade modulada de feixe (IMRT – *Intensity – Modulated Radiation Therapy*) (Goffman e Glatstein, 2002) e tratamentos em arco volumétrico (VMAT – *Volumetric Modulated Arc Therapy*) (Verbakel, 2009), bem como as técnicas de estereotaxia, como a radiocirurgia estereotáxica (SRS – *Stereotactic Radiation Surgery*) (Biau, 2018).

Os aceleradores lineares, dispositivos utilizados nos tratamentos dos pacientes e apresentado na Figura 5, podem apresentar apenas feixes de fótons, com energias entre 6 e 18 MV, com e sem filtro aplainador, bem como fótons e elétrons, com energias entre 6 e 22 MeV (IAEA, 2005).

Figura 5: Acelerador Linear *TrueBeam*.



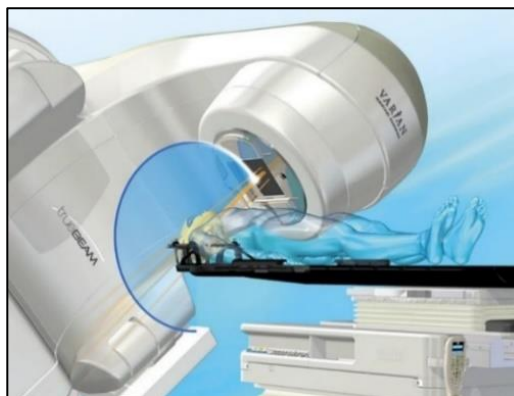
Fonte. Varian Medical Systems, 2021 (a).

4.2.1 Radiocirurgia Estereotáxica

A radiocirurgia estereotáxica é caracterizada por um tratamento em dose única ou fracionada de radiação ionizante para tratar lesões intracranianas e as características do planejamento envolvem gradiente de dose acentuado na periferia do alvo, buscando preservar o tecido sadio ao redor da lesão (Dimitriadis e Paddick, 2018; Niranjan, 2019). O exemplo de um tratamento está representado na Figura 6.

O avanço tecnológico da radiocirurgia está ligado ao desenvolvimento dos equipamentos de imagens (tomografia computadorizada, ressonância magnética e angiografia digital), além de sistemas de planejamento, que possibilitam o cálculo de dose preciso, bem como de aceleradores lineares com dispositivos adequados para tratamentos de volumes pequenos (como, sistemas de cones para radiocirurgia ou colimadores multilâminas específicos para esses tratamentos), entre outros. (Canteras, 2005).

Figura 6: Tratamento de radiocirurgia.



Fonte. Varian Medical Systems, 2021 (b).

Em 1951 o Dr. Lars Leksell utilizou pela primeira vez um equipamento de raios-X de ortovoltagem empregando o princípio da estereotaxia, que possibilitava uma movimentação em distintas direções em torno e acima da cabeça do paciente. Posteriormente um feixe de prótons foi utilizado em 1958 por um ciclotron, na Suécia. O professor Leksell, diligenciou em desenhar um equipamento que possibilitasse uma aplicação mais simples e menos onerosa. O equipamento constava de 179 fontes de ^{60}Co para obter raios gama concêntricos, sendo a primeira unidade de radiocirurgia com feixe de radiação gama. O sistema para radiocirurgia atualmente é composto por um acelerador linear (Linac) convencional, sendo modificado por acessórios geométricos (Calcina, 2006).

A radiocirurgia é uma modalidade com uma grande sofisticação, pois utiliza imagens em três dimensões com um sistema de planejamento radiocirúrgico computadorizado para atingir com precisão lesões pequenas no sistema nervoso central sendo realizado através de um feixe fino de fótons de alta energia, permitindo administrar uma dose de radiação altamente concentrada na região de interesse (Da Roz et al, 2018).

A radiocirurgia possibilita a dose de radiação em um único procedimento ou sendo de dose fracionada, onde visa dividir as doses de radiação em dias alternados de tratamento. Geralmente o procedimento é composto entre três e cinco frações. Sendo um tratamento avançado, a técnica é precisa e eficaz, conseguindo eliminar as células tumorais, com um indicativo de diminuição dos efeitos secundários potenciais nos tecidos normais devido ao fracionamento da dose (Da Roz et al, 2018).

4.3 Definições de Volumes

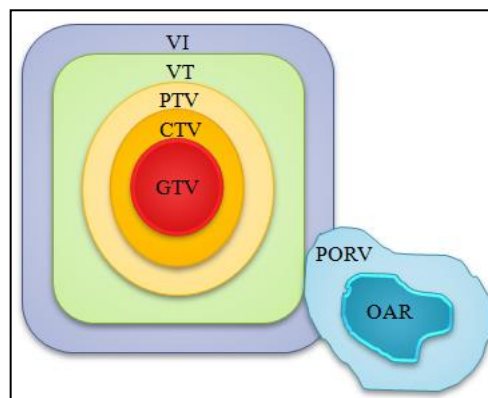
O método de planejamento do tratamento constitui-se de diversas etapas, dentre elas pode-se citar: a aquisição dos dados do paciente, definição do volume alvo, simulação, cálculo de dose e avaliação do plano de tratamento (Poli, 2007; Souza, 2019).

Os volumes são definidos para serem utilizados no planejamento e relatórios de tratamento para o Tumor. A delimitação desses volumes é obrigatória durante o processo de planejamento, sendo descrito pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação - *International Commission Radiation Units and Measurements* (ICRU) N^o 83:

- VI (*Radiated Volume*) – Volume irradiado;
- TV (*Treated Volume*) – Volume Tratado;
- PTV (*Planning Target Volume*) – Volume Alvo de Planejamento;
- CTV (*Clinical Target Volume*) – Volume Alvo Clínico;
- GTV (*Gross Tumor Volume*) – Volume tumoral Macroscópico;
- PORV (*Planning Organ at Risk Volume*) – Volume de Planejamento de Órgão em Risco;
- OAR (*Organs at Risk*) – Órgãos em Risco;

Representação de diferentes volumes pode ser observada na figura 7 (ICRU 83, 2010):

Figura 7: Definições de volumes alvos e órgãos de risco. (Imagem adaptada)



Fonte. Poli, 2007

4.4 Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS – Treatment Planning System)

Os sistemas de planejamento 3D dispõem de aspectos cruciais no processo de verificação e qualidade dos tratamentos em radioterapia. A tecnologia permite a conformação dos volumes com grande precisão e radiografias reconstruídas digitalmente, a partir das imagens sequenciais da tomografia computadorizada, que podem ser utilizadas para a localização de campos e comparada aos campos de tratamento para averiguação da sua localização e geometria (Poli, 2007; Bravim 2015, Villani 2017).

O planejamento convencional é constituído pelo segmento da imagem de uma tomografia computadorizada ou ressonância magnética – RM, a partir das imagens corte a corte é feito a delimitação das estruturas dentro da região de tratamento.

O Posicionamento dos campos é feito pelo sistema de Planejamento – TPS que faz projeção das imagens sobre um plano perpendicular ao raio central do campo, por fim, a otimização dos campos pode variar em decorrência de alguns parâmetros do tratamento como ângulo de incidência, filtro etc. É feito uma análise para cada mudança levando em consideração a distribuição da dose calculada.

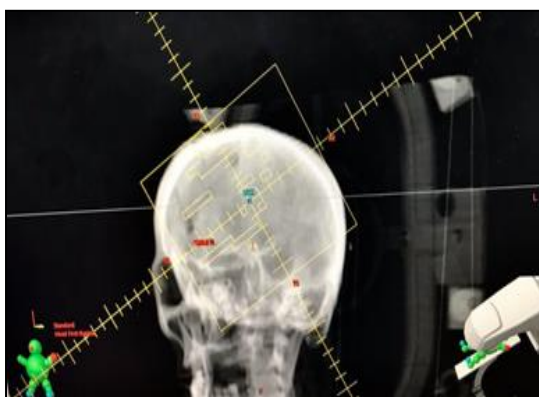
Para os tratamentos envolvendo as técnicas de IMRT e VMAT é utilizado o planejamento inverso. Esse planejamento é composto pelas seguintes etapas:

- 1) As estruturas são desenhadas nas imagens tomográficas;
- 2) Os parâmetros são definidos para o planejamento (dose relativa que cada órgão de risco e volumes podem receber);
- 3) O Sistema de Planejamento determina a forma e composição dos campos ou arcos que atendem os critérios estipulados anteriormente, posteriormente o planejamento é averiguado e otimizado (Bravim 2015, Villani 2017).

O sistema de planejamento é uma ferramenta que suscitou um avanço tecnológico não apenas no cálculo de dose como também na avaliação final do planejamento. O sistema é composto por três ferramentas de visualização como:

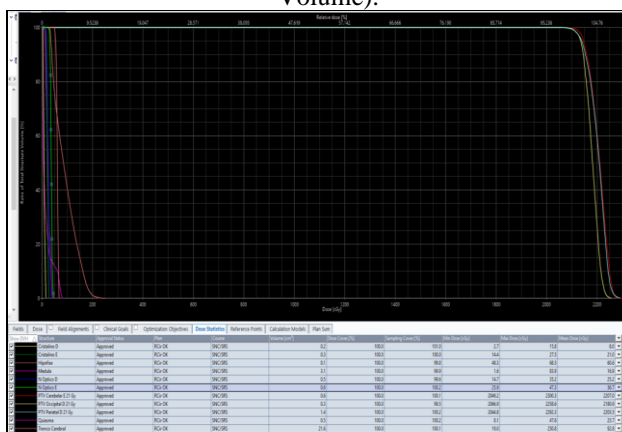
- 1) BEV (*beam eye view* - Fig. 8) – Possibilita visualizar o campo conformado para distintos cortes tomográficos do paciente;
- 2) DVH (*dose-volume histogram* – Fig. 9) – É uma ferramenta que possibilita uma análise da dose depositada no volume alvo e em estruturas críticas;
- 3) DRR (*digitally reconstucted radiograph* – Fig. 10) – Esta ferramenta propicia a verificação do posicionamento do paciente para início do tratamento ao qual é possível inserir informações do campo conformado (Sousa, 2019).

Figura 8: Exemplo de um planejamento de cabeça, ferramenta DRR com o BEV demonstrando os campos de tratamento.



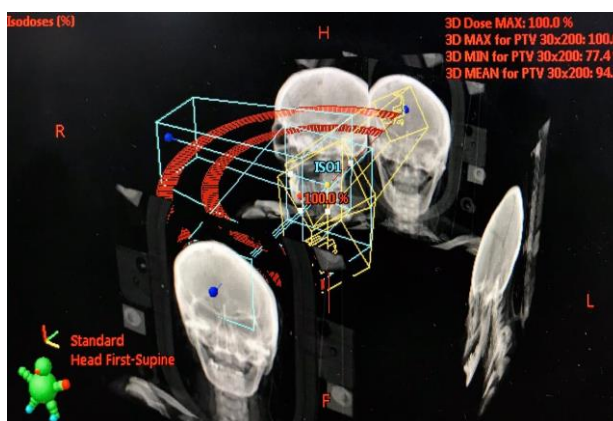
Fonte. Autora da tese

Figura 9: Exemplo de um planejamento de radiocirurgia, demonstrando DVH (Histograma Dose Volume).



Fonte. Autora da tese

Figura 10: Exemplo de um planejamento de cabeça, Ferramenta DRR demonstrando os eixos de projeções.



Fonte. Autora da tese

4.5 Dosimetria em Radioterapia

A averiguação da dose nos pacientes é imprescindível para garantir a qualidade no tratamento radioterápico e diminuir a recorrência de recidivas. Algumas organizações como a AAPM (Kutcher et al, 1994) e a Sociedade Européia de Radioterapia e Oncologia (*Euripian Society of Therapeutic Radiology and Oncology* - ESTRO) recomendam a verificação da dose no paciente e faz menção a melhorias nos cálculos e padronizações nos tratamentos radioterápicos (Huyskens et al, 2001; VanDam e Marinello, 1994).

Nos departamentos de radioterapia o programa de garantia de qualidade se tornou um objetivo indispensável na determinação da dose aplicada ao paciente e provou sua eficácia na detecção de vários tipos de erros como no processo de aplicação da dose prescrita. A dosimetria tem um papel fundamental, pois consegue garantir que a dose entregue ao paciente é a dose prescrita. A dosimetria consegue determinar com maior precisão e exatidão a dose absorvida pelo tumor (ICRU 24, 1976; VanDam e Marinello, 1994).

A ICRU recomenda quanto á incerteza total do tratamento radioterápico a necessidade de exatidão de $\pm 5\%$ na liberação da dose no tumor (ICRU 24, 1976). Para a viabilidade desta aplicação vários tipos de detectores vêm sendo empregados em feixes de fótons e elétrons de energias altas. Na área médica os detectores mais utilizados são as câmaras de ionização (Kase et al, 1982; Berger et al, 1976), Diodos e MOSFETs (Low et al, 2011) os dosímetros termoluminescentes (Campos e Souza, 1990; Matsushima, 2015) e os dosímetros Fricke (Fregene, 1976).

Para assegurar a qualidade do tratamento radioterápico e manter as incertezas dosimétricas dentro de $\pm 5\%$ alguns parâmetros dosimétricos devem ser analisados para utilizar os dosímetros termoluminescentes como recomenda a ICRU (Report 24, 1976).

- Estabilidade do sinal
- Reprodutibilidade
- Repetibilidade
- Linearidade
- Limites mínimos e máximos de detecção
- Instabilidade do sinal
- Decaimento térmico
- Reutilização dos dosímetros
- Dependência energética da resposta

4.6 Dosimetria em Campos Pequenos

Na radioterapia as novas técnicas possuem algumas dificuldades como: dosimetria do feixe, caracterização geométrica e o uso de campos pequenos de radiação (Alfonso et al, 2008). Em alguns casos os tamanhos de campo são reduzidos devido às lesões serem bem pequenas, as simulações do tratamento nos planejamentos têm um papel muito importante, desta maneira, os mesmos devem ser providos com dados referentes a esses campos pequenos. A dosimetria se torna bastante complexa, pois a precisão se torna bastante contestável, principalmente quando campos pequenos estão sendo usados em regiões de baixa densidade (Das et al, 2008; Whyte et al, 2003).

Devido à ausência de equilíbrio eletrônico lateral, a determinação da dose no volume alvo em casos de campos pequenos é bastante difícil. Outro problema para este tipo de dosimetria é o acentuado gradiente de dose nas bordas do campo. Porém, este fato exige que a escolha do detector de radiação deva ser com um tamanho relevante na dosimetria de campos pequenos, levando em consideração alguns parâmetros como: alta resolução espacial, densidade equivalente à água, linearidade, reprodutibilidade, independentemente da energia e taxa de dose (Waligórski, 1999; Report 483, 2018; Mourya et al, 2018).

A utilização de campos pequenos nas técnicas de radioterapia aumentou substancialmente, principalmente em tratamentos estereotáxicos, onde se utiliza campos uniformes ou não uniformes, sendo possível através da técnica de radioterapia de intensidade modulada que consegue modular o feixe de radiação em dimensões mínimas. Essa tecnologia foi facilitada pelo aumento da disponibilidade de colimadores multileaf M3 da Brainlab que possibilita a redução do tamanho do campo conforme o tamanho da lesão. Porém para esses campos, os erros dosimétricos tornaram-se consideravelmente maiores do que nos campos convencionais, isso ocorreu principalmente devido a duas razões: (a) as condições de referência recomendadas pelos Códigos de Prática (CoP) convencionais não podem ser estabelecidas em algumas máquinas e (b) a medição da dose absorvida em água em campos compostos não é padronizada (Alfonso et al, 2008).

Para desenvolver recomendações padronizadas para procedimentos e detectores de dosimetria, um grupo de trabalho internacional sobre dosimetria de referência de campos pequenos e fora do padrão foi estabelecido pela Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency - IAEA*) em cooperação com a AAPM que publicaram um novo formalismo TRS-483, com recomendações para dosimetria clínica de referência baseada em dose absorvida na água (Report 483, 2018).

4.6.1 Formalismo de dosimetria em Campos Pequenos

As medidas dosimétricas efetuadas nos departamentos de radioterapia seguem os padrões de referência do TRS-398, para equipamentos convencionais e campos não estreitos que precisam atender algumas características dosimétricas essenciais nos programas de garantia de qualidade, como: determinação da dose absorvida em água, calibração cruzada entre câmaras de ionização e a especificação da qualidade do feixe. (Cunha, 2019).

Para alguns sistemas de entrega de dose que utilizam um modificador do feixe adicional, como o colimador multileaf M3 da Brainlab que pode ser conectado a um acelerador linear convencional, o campo de referência convencional pode ser realizado removendo o M3. Nesse caso, não há, estritamente, a necessidade do campo de referência intermediário específico da máquina (Alfonso, 2008). Seguindo o formalismo do TRS-398, a dose absorvida em água é definida como:

$$D_{w,Q}^{ref} = M_Q^{ref} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot K_{Q,Q_0} \quad (1)$$

Onde:

$D_{w,Q}^{ref}$ = Dose absorvida na profundidade de referência da água;

M_Q^{ref} = Leitura para profundidade de referência, corrigida para quantidades de influência como pressão, temperatura, eletrômetro utilizado no momento da medida e fatores de polarização;

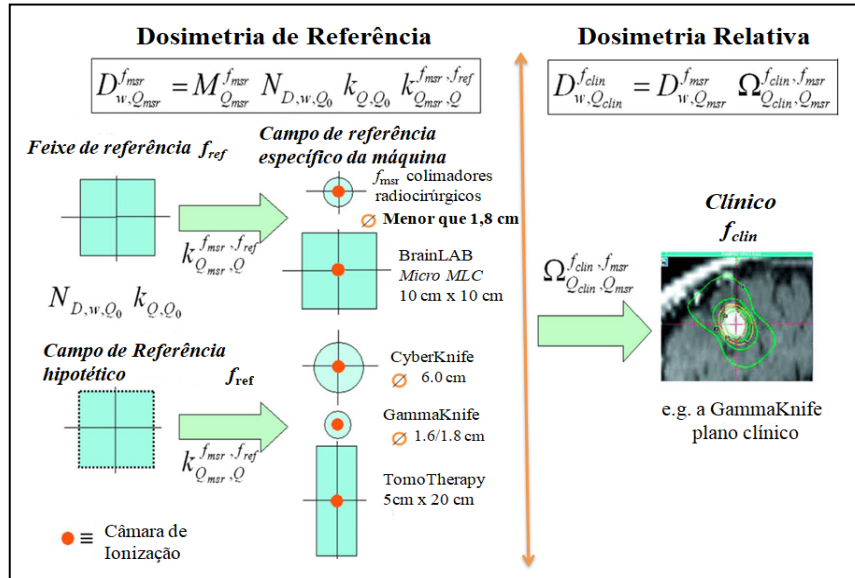
N_{D,w,Q_0} = Coeficiente de calibração para referência de dose absorvida em água com uma qualidade do feixe de referência Q_0 ;

K_{Q,Q_0} = Fator de correção relacionado à qualidade do feixe.

O novo formalismo para dosimetria de campos pequenos é dividido em dosimetria de referência e dosimetria relativa. A publicação de Alfonso et al (2008), faz algumas recomendações para a dosimetria de campos pequenos e para a dosimetria de campos cujos aspectos não são considerados convencionais, ou seja, os equipamentos que não denotam campo de referência de 10 x 10 cm², como no caso do *CyberKnife*, *Gamma Knife* e *Tomotherapy*.

Na figura 11 é possível evidenciar um esquema representativo para a dosimetria de referência e dosimetria relativa descrita por Alfonso et al (2008).

Figura 11: Representação esquemática da dosimetria de campos pequenos estáticos com referência a um campo de referência específico da máquina.



Fonte. Adaptado de Alfonso et al, 2008

A dosimetria de referência é definida como:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot K_{Q,Q_0} \cdot K_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (2)$$

Onde:

Q = É a qualidade do feixe do campo de referência convencional de f_{ref} (f_{ref} - Campo de referência convencional CoP);

Q_{msr} = É a qualidade do feixe do campo de referência específico da máquina f_{msr} (f_{msr} - Indica um campo de referência da máquina, para modalidades estáticas ou máquinas de tratamento que não podem estabelecer o campo de referência convencional);

$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ = Dose absorvida em água na profundidade de referência;

$M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ = Leitura do detector no campo f_{msr} corrigida para quantidades de influência, como pressão, temperatura e efeitos de polaridade;

N_{D,w,Q_0} = Coeficiente de calibração em termos de dose absorvida em água para uma câmara de ionização com uma qualidade do feixe de referência Q_0 (Q_0 - Geralmente ^{60}Co);

K_{Q,Q_0} = Fator de correção da qualidade do feixe, que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de referência Q_0 no laboratório de normas e a qualidade Q do feixe do campo de referência convencional f_{ref} ;

$K_{Q_{msr} Q}^{f_{msr} f_{ref}}$ = Diferença em dose-resposta entre o campo de referência f_{ref} e o campo f_{msr} campo de referência convencional CoP (Alfonso et al, 2008).

A dosimetria relativa pode ser definida como a dose absorvida em água $D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}$, em um feixe clínico, Q_{clin} , (Q_{clin} – refere-se à qualidade do feixe clínico utilizado neste campo), e tamanho de campo f_{clin} , (f_{clin} - refere-se ao campo clínico utilizado por um plano específico de tratamento). Sendo dado por:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot \Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (3)$$

Onde:

$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ = É o fator que converte a dose absorvida em água do campo específico de referência da máquina, f_{msr} , para a dose absorvida em campo clínico, f_{clin} (Cunha, 2019).

Vários trabalhos foram publicados para fornecer recomendações para a dosimetria de campos pequenos. O novo formalismo permite determinar a dose absorvida em água para um campo de radiação clínica (f_{clin}) usando a equação (Azangwe et al, 2014):

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot K_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (4)$$

Onde:

$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ = O novo formalismo define como o fator *output*, sendo a razão entre as leituras do detector multiplicado por um fator de correção;

$\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} = \hat{E}$ É definido como a razão entre as leituras do campo clínico pelo de referência

específico;

$K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ = É o fator de correção que é dependente do detector e tamanho do campo empregado nas medidas de campos pequenos (Report 483, 2018; Cunha, 2019).

4.6.2 Fator de correção da média volumétrica (*Volume Averaging*)

Dentre as complexidades dosimétricas para se fazer uso de campos pequenos o fator de correção da média do volume é um fator essencial para análise. Este fator é definido como a razão entre a dose absorvida em água no ponto de referência do simulador de água na ausência do detector e a média de dose absorvida sobre o volume sensível do detector (ainda na ausência do detector). Isso ocorre devido ao detector apresentar um volume significativo, tendo o potencial de influenciar na dosimetria dependendo da região que possui alto gradiente de dose ou o tamanho do campo que se almeja mensurar. Desse modo, o fator é derivado de uma integração da distribuição de dose 3D no objeto simulador de água sobre o volume sensível do detector. Sendo assim, o fator de correção da média do volume pode ser expresso da seguinte maneira (Report 483, 2018; Cunha, 2019).

$$K_{vol} = \frac{\iint_A w(x,y) dx dy}{\iint_A w(x,y) OAR(x,y) dx dy} \quad (5)$$

Onde:

(x, y) = São definidas com as coordenadas ortogonais ao eixo central do feixe;

\iint_A = É a área de projeção do volume sensível do detector em um plano ortogonal ao eixo do feixe;

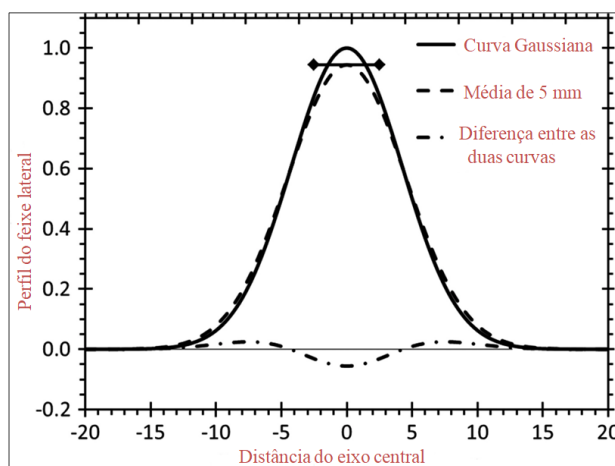
$OAR(x, y)$ = Razão fora do eixo, que é o perfil de feixe lateral 2D na profundidade de medição normalizada para a unidade no eixo central;

$W(x, y)$ = É uma função de ponderação que representa a extensão do volume sensível do detector ao longo do eixo do feixe em função das coordenadas laterais do feixe (Report 483, 2018).

É possível calcular a média do volume utilizando detectores distintos. Quando um detector produz um sinal proporcional à dose média absorvida sobre seu volume sensível e esse sinal é afetado pela homogeneidade da dose absorvida sobre o volume de detecção, denominado média do volume, que aborda dois aspectos importantes: (I) a dose no centro

de um campo pequeno é subestimada – isso se torna importante para mensurar o fator *output* e a dosimetria de referência. (II) a penumbra – importante para o perfil do feixe, onde é possível uma aproximação das medidas para uma distribuição gaussiana (Wuerfel, 2013, Report, 483). O efeito da média volumétrica em um campo pequeno é ilustrado na figura 12.

Figura 12: Representação do efeito da média volumétrica em uma dimensão.



Fonte. Wuerfel, 2013; Report, 483

A figura 12 caracteriza o efeito da média do volume em uma dimensão, onde:

- A curva contínua é uma curva gaussiana que faz uma aproximação a um perfil do feixe de campo pequeno;
- A curva tracejada reproduz o que um detector de 5 mm de comprimento mediria se a média do volume fosse a única perturbação da fluência;
- A seta dupla corresponde à dimensão do detector ao longo do eixo de varredura;
- A linha tracejada configura a diferença entre as duas curvas como uma fração da dose máxima (Report, 483).

Várias dificuldades dosimétricas são apresentadas no cálculo da média do volume, entre elas, o efeito de gradientes de dose absorvida e o desequilíbrio de partículas carregadas quando estas atingem o volume do detector, desta maneira, quando os detectores estão na presença de um amplo gradiente de dose e na ausência de condições de equilíbrio de partículas laterais, as perturbações de fluência se tornam grandes e difíceis de modelar, isso resulta de pequenas variações do esboço do detector (Report, 2018).

Com todos esses desafios as correções para a média do volume terão uma grande incerteza, a maneira mais segura de evitar o efeito de volume é escolher um detector que é pequeno o suficiente em relação ao tamanho do campo. Outra possibilidade é corrigir

parcialmente o efeito do volume pela técnica de deconvolução, onde a função resposta do detector era aproximada para um modelo simples, proporcional ao quadrado do raio do detector (Sibata et al, 1991; Higgins, 1995; Wuerfel, 2013; Report 483).

Uma nova alternativa proposta pelo TRS-483 é incluir os fatores de correção de saída do feixe usando modelos realistas do detector e do feixe incidente em simulação de monte Carlo, onde o K_{vol} é intrinsecamente incluso nos cálculos (Report, 483).

4.7 Métodos de Dosimetria

4.7.1 Termoluminescência

A termoluminescência foi descrita pela primeira vez por Farrington Daniels e colaboradores (Daniels et al, 1953) ao introduzir o LiF como um material TL e que mais tarde foi patenteado como TLD-100 pela *Harshaw Chemical Company* (Cameron et al, 1968). A termoluminescência é um fenômeno que pode ser definido através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos.

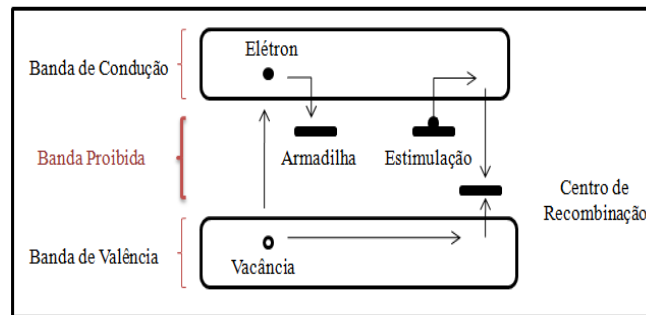
Alguns materiais isolantes quando aquecidos após terem sido irradiados, tem a capacidade de emitir luz. Esses materiais são denominados de luminescentes, de um modo geral, cristais iônicos, a excitação eleva o cristal a um estado metaestável, caracterizados por elétrons e buracos separadamente armadilhados nos defeitos do cristal (Mackeever et al, 1995).

O fenômeno TL é possível devido à estrutura de níveis de energia do cristal (detector): a banda de valência se encontra carregada de elétrons e a banda de condução vazia, ambas são as principais bandas de energia e entre elas existe uma faixa larga de estados energéticos “não permitidos” aos elétrons, denominada banda proibida (Mackeever et al, 1995).

Quando um detector luminescente é irradiado, os elétrons da banda de valência são excitados e são direcionados à banda de condução, ocasionando uma ausência de elétron na banda de valência. Ambos, elétrons e buracos, ficam livres para se mover nas respectivas bandas até serem capturados pelas armadilhas, que são estados metaestáveis de energia localizados na banda proibida, ou ocorrer recombinação (Fig. 13). A quantidade de carga armadilhada é proporcional à dose absorvida (Yukihara e Mackeever, 2008).

Para que as cargas armadilhadas retornem para a banda de condução e se recupere o valor da dose de radiação, o detector é excitado (aquecido) resultando na liberação do par elétron-buraco e conseqüentemente na emissão de um sinal luminoso sendo proporcional a quantidade de dose absorvida (Yukihara e Mackeever, 2011).

Figura 13: Ilustração do processo da termoluminescência (Imagem adaptada).



Fonte. Souza, 2019

4.7.1.1 Aplicação da Dosimetria TL

Os dosímetros termoluminescentes (TLDs) são uma parte integrante da medição de radiação, com uma longa história de investigação e uma ampla gama de aplicações em diferentes áreas, como dosimetria pessoal, dosimetria ambiental (DeWerd et al, 2019) e tendo como principal empregabilidade medições dosimétricas na área médica (Duragkar et al, 2019), Esses materiais podem ser irradiados por diferentes tipos de feixes, como raios γ (gama), raios X, elétrons, nêutrons etc (Bravim, 2015; Almeida et al, 2019). Vários regimes de radiação, bem como sua faixa de dose-resposta, desempenham um papel importante na dosimetria termoluminescente (Duragkar et al, 2019). Esse detector tem sido amplamente empregado nos campos operacionais, como em vários trabalhos experimentais, sendo uma excelente escolha entre os detectores passivos (DeWerd et al, 2019).

Nos departamentos de radioterapia os TLDs apresentam características que os tornam detectores com grandes vantagens para dosimetria *in vivo* (Kron et al, 1994) e em simulador antropomórfico (Knöös et al, 1986). Os dosímetros mais utilizados neste tipo de aplicação são o flureto de lítio (LiF), de um modo geral o TLD-100 (Bravim et al, 2012; Sadek et al, 2017).

O TLD-100 (Fig. 14) apresenta um número atômico efetivo de 8,2 próximo ao tecido humano, sua forma mais utilizada é a de amostras, com $3,1 \times 3,1 \text{ mm}^2$ de área e espessura que pode variar de 0,14 mm a 0,90 mm (Oberhofer e Scharmann,1981; Mackeever et al, 1995) e massa de 24,6 mg (Almeida, 2017). É um material bastante recomendado nas aplicações médicas por apresentar uma acurácia melhor que $\pm 5\%$ (Nunes e Campos 2008).

Outro material que vêm demonstrando grande viabilidade nas aplicações médicas são os microdosímetros de LiF que tem as mesmas propriedades do TLD -100. Esses por sua vez apresentam grandes vantagens devido as suas dimensões serem mínimas de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$,

alguns trabalhos demonstraram sua eficácia em várias aplicações clínicas (Almeida, 2017; Litvac, 2019).

Figura 14: Dosímetros de LiF:Mg,Ti (TLD-100).



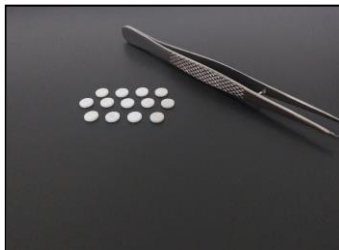
Fonte. Autora da tese

O sulfato de cálcio dopado com disprósio (Fig. 15) é um material dosimétrico que tem sido intensamente empregado na dosimetria clínica e vêm demonstrando excelentes resultados (Nunes e Campos, 2008; Matsushima, 2015; Bravim, 2015; Almeida, 2017).

Esse material apresenta número atômico efetivo de 15,3, tem uma alta sensibilidade e um intervalo de linearidade que vai de μGy à 10Gy. Desenvolvido e produzido pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos do Centro de Metrologia das Radiações/IPEN, comercializado geralmente em forma de pastilha de 6 mm de diâmetro, 0,8 mm de espessura e massa de 50 mg. É um material que tem sido bastante empregado em nível de radioproteção.

Os detectores termoluminescentes apresentam uma alta sensibilidade, que permite a elaboração de pequenos dosímetros que podem ser empregados em regiões de gradiente agudo e em dosimetria “*in vivo*”. Os dosímetros são bastante resistentes e aplicáveis em diversas formas e dimensões (Campos e Lima, 1987).

Figura 15: Dosímetro de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ fabricado no IPEN.



Fonte. Autora da tese

2.7 Objetos simuladores

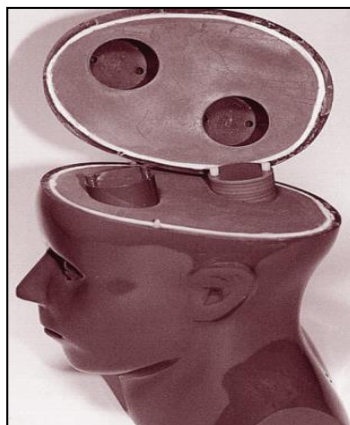
A ICRU 44 em sua publicação discute a construção de objetos simuladores e materiais substitutos do tecido para a dosimetria das radiações. O relatório fornece inicialmente as grandezas físicas que devem ser consideradas quando os substitutos de tecido são selecionados para estudos dosimétricos e outras medições envolvendo fótons, elétrons, nêutrons e partículas carregadas pesadas. O uso de tais materiais permite a determinação de doses absorvidas quando as informações sobre a energia e a natureza das partículas carregadas no ponto de interesse são incompletas ou fragmentárias (Goldstone, 1990; Tillander et al, 2000).

O relatório (AAPM TG-42 e TG-21) sugere que para uma melhor acurácia geométrica nos tratamentos de radiocirurgia, devem ser utilizados alvos e detectores de radiação dentro de um simulador que seja geométrico ou antropomórfico e este deverá ser submetido às mesmas condições reais de tratamento. Os simuladores de cabeça são ferramentas com requisitos fundamentais, como equivalência de tecido, coerentes com as da cabeça de uma pessoa adulta com propósito de dosimetria conforme ICRU 48, garantindo a qualidade do tratamento radiocirúrgico.

Os equipamentos destinados à técnica de radiocirurgia estereotáxica não vêm de fábrica com simuladores para os testes, sendo necessário construir ou adquirir o simulador à parte (Barbosa, 2010).

Para a técnica da radiocirurgia existem alguns simuladores comercialmente disponíveis como: a *Alderson Rando Head Phantom* - Mede a dose administrada às lesões intracranianas (material de densidade semelhante ao tecido humano) figura 16. Fabricado pela empresa *Radiology Support Devices*, nos Estados Unidos. Possui duas cavidades internas para inserir TLDs (RSD, 2019).

Figura 16: Simulador para radiocirurgia utilizado em acelerador Linear e Gamma Knife.



Fonte: RSD - Alderson Rando®

O CIRS Simulador Estereotático de Verificação de Ponta a Ponta (*STEEV*) fornece um meio de verificar todas as etapas que o paciente passará no processo de tratamento - desde diagnóstico por imagem com TC, RM e PET até a verificação do plano de tratamento (Cirs, 2021 a)) (Fig. 17).

Figura 17: Simulador de paciente para radiocirurgia modelo 038.



Fonte. CIRS, 2021 (a)

O simulador antropomórfico MD Anderson, construído com material termoplástico e preenchido com água, Figura 18. Este simulador foi desenvolvido pelo Centro de Radiologia Física (*Radiology Physics Center - RPC*) MD Anderson Cancer Center, da Universidade do Texas, nos Estados Unidos. Este simulador possui um diferencial na parte operacional, pois ele é enviado para ser testado em algumas instituições visitadas pelo RPC para verificar a precisão do tratamento estereotáxico. Após a realização dosimétrica o simulador é devolvido à instituição de origem para que os detectores sejam lidos (Barbosa, 2010).

Figura 18: Simulador MD Anderson.



Fonte. Barbosa, 2010

2.8 Impressão 3D

A prototipagem rápida, ou como é mais conhecida como impressão 3D é um método de construção de objetos tridimensionais empregando materiais como plástico para um modelo digital (Evans, 2012).

É uma modalidade que tem a capacidade de construir geometrias com uma grande complexidade sendo viabilizado por sua flexibilidade nessas construções tridimensionais.

Existe hoje o emprego de várias técnicas empregando a impressão 3D, tendo com maior relevância as seguintes técnicas (Marques, 2014):

- Estererolitografia (SLA) - Método que utiliza luz ultravioleta para realizar cura de resinas líquidas;

- Sinterização seletiva por laser (SLS) - Este método permite a utilização de plásticos, cerâmicas e metais em estado granulado, ao qual gera objetos 3D;

- Modelagem por fusão e deposição (FDM) – É uma forma de utilizar fios de polímeros como matéria-prima.

O processo de produção pode ser definido com a impressão do objeto de interesse propriamente dito. Na impressão 3D FDM são utilizados o ácido poliolático (PLA), que provém dos poliésteres e possui uma alta resistência e tendo viabilidade de ser obtido por fontes que são renováveis, outro material é o acrilonitrilabutadieno estireno (ABS), este material possui uma alta resistência e rigidez química que são seus principais compostos (Garlotta, 2001; Rutkowski e Levin, 1986).

O Centro de Metrologia das Radiações, localizado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) vêm desenvolvendo uns trabalhos nesta linha de pesquisa, onde já foram desenvolvidos vários trabalhos como: Veneziani (2017) que avaliou a conformidade de doses de radiação em tratamentos radioterápicos utilizando um simulador “*canis morphic*” (formato de um cão real), com o uso da dosimetria termoluminescente. Outro trabalho de grande relevância foi do Valeriano (2017) que avaliou o comportamento de materiais impressos 3D expostos a feixes de fótons radioterápicos e catalogou materiais alternativos indicados pela publicação 44 da ICRU. Almeida em conjunto com Valeriano (2017) publicou um artigo onde fez um estudo comparativo da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ quando irradiado com diferentes energias, na presença de placas de ácido polilático (PLA) impresso 3D utilizando a impressora 3D Up! modelo Plus 2, comparada ao polimetilmetacrilato (PMMA).

Outro trabalho de grande magnitude foi efetuado por Villani (2021), onde ele desenvolveu um simulador antropomórfico de tireoide (pescoço), utilizando a impressora 3D e materiais tecido-equivalentes, para ser utilizado em aplicações multidisciplinares. O modelo de impressora utilizado por Villani (2021) é o Raise 3D PRO₂ da UP! (Fig. 19). Este modelo possui um volume de impressão 305 x 305 x 300 mm, tendo a possibilidade de utilizar na impressão dois filamentos simultâneos, uma vez que a impressora possui dois cabeçotes de extrusão. Essas características possibilitam a impressão de objetos simuladores equivalentes a diferentes materiais (RAISE 3D, 2019).

Figura 19: Impressora 3D UP MODELO RAISE 3D – PRO₂.



Fonte. RAISE 3D, 2019

2.8.1 Fabricação por filamento fundido – FFF

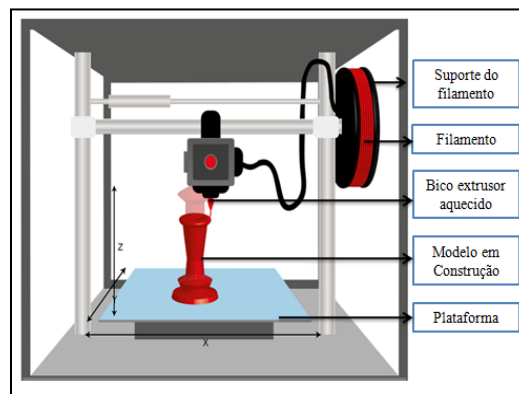
Este é um método bastante utilizado por ser inteligível, ou seja, dispõem de uma praticidade que as demais técnicas utilizadas em impressão 3D. Trata-se basicamente de um filamento com uma composição de plástico como o PLA e o ABS ao qual é aquecido até chegar a um estado semi-sólido onde o mesmo é depositado em uma plataforma (mesa de impressão) possibilitando a fabricação da peça camada a camada a partir da movimentação da impressora nos eixos *x*, *y* e *z*. Alguns modelos de impressora 3D possuem mais de um bico de extrusor (saída do material de impressão), com essa tecnologia é possível ter materiais distintos para impressão no mesmo protótipo, permitindo inclusive que um dos materiais possa ser utilizado como base ou suporte para o desenvolvimento de parte da peça, possibilitando a remoção após o término da impressão (Zier et al, 2019; Villani, 2021).

A técnica de impressão 3D FFF é a mais utilizada em manufatura aditiva por possuir um custo relativamente baixo e por ter acesso com maior facilidade aos materiais aos quais são utilizados para esse tipo de técnica (Zier et al, 2019).

Desenvolvida pela empresa americana *Stratasys* a técnica é uma inovação que vêm ganhando um grande destaque nos meios tecnológicos, industriais e desenvolvimento científico, devido as grandes possibilidades de produzir objetos tridimensionais (Zier et al, 2019).

A figura 20 ilustra o processo de FFF, demonstrando de maneira esquemática a construção de objeto impresso em 3D por meio da extrusão de materiais por bico extrusor (evidencia os movimentos nos eixos x e y) e plataforma de impressão (se movimentando no eixo z) (Zier et al, 2019).

Figura 20: Ilustração esquemática do processo de impressão 3D utilizando a técnica FFF.



Fonte. 3D Fila, 2021

Para compreender o resultado do objeto impresso é necessário um conhecimento prévio dos materiais utilizados e uma análise de alguns parâmetros para que haja uma qualidade final das peças impressas por FFF. Os pontos mais importantes são:

- a) Temperatura de extrusão do material - É necessário para a solidificação dos polímeros que pode influenciar em tensões térmicas que levam a distorções na peça impressa.
- b) Taxa de alimentação do filamento - É importante para controlar a velocidade de deposição dos materiais e possíveis variações que podem ocorrer levando a mudanças na espessura das camadas depositadas levando a impactos na precisão dimensional do objeto impresso (Villani, 2021).

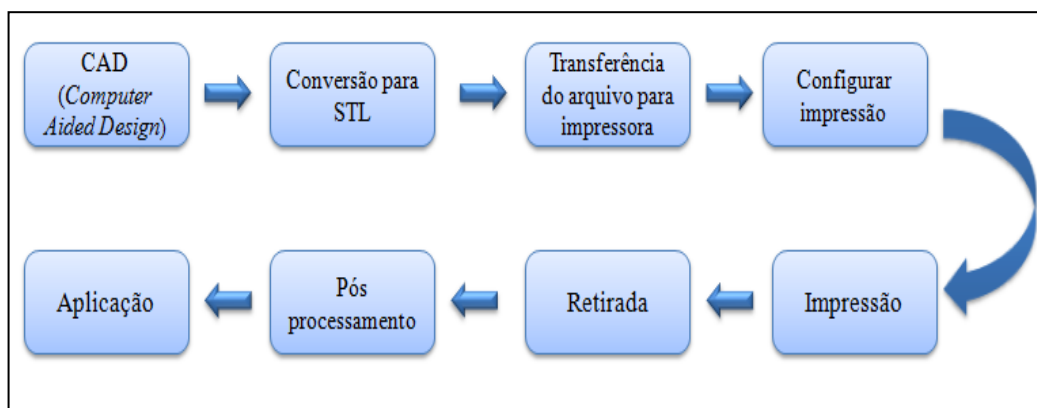
2.8.2 Etapas de execução da prototipagem rápida

O processo de prototipagem consiste na elaboração do produto camada a camada, ao qual da origem ao objeto sólido. Este método é denominado de “aditivo”, visando sua deposição de maneira gradativa para criação de uma peça (Zier, 2019; Mergener e Da Silva, 2021).

Para a conclusão de um projeto a prototipagem pode demorar entre 3 e 72 horas mesmo sendo denominada de rápida, esse tempo é uma consequência de alguns fatores como: tamanho do protótipo e a complexidade do produto desenvolvido pelo CAD.

A Figura 21 ilustra de maneira esquemática do processo de manufatura aditiva, evidenciando as etapas de construção de um objeto impresso em 3D (Zier, 2019)

Figura 21: Etapas do processo de impressão 3D por FFF.



Fonte: Autora da tese

A impressão 3D consiste em oito etapas subsequentes: a) Criação do objeto tridimensional computadorizado com formato de arquivo *Computer Aided Design* (CAD), que descreve totalmente a geometria externa do objeto ao qual será impresso; b) Conversão do projeto em formato de arquivo *stereolithography* (STL), para a leitura do equipamento que construirá o objeto. Este arquivo descreve as superfícies externas fechadas do modelo CAD formando a base para se fazer o cálculo das camadas que serão impressas; c) Transferência do arquivo para a impressora, nesta etapa pode-se haver a necessidade de alguma correção no sentido da posição, tamanho e construção do objeto para a impressão; d) Configuração da impressora que está relacionado com os parâmetros que construirá o objeto; e) A impressão do objeto físico é um processo automatizado que necessita apenas de uma supervisão para eventuais falhas no *software*; f) Remoção do objeto impresso ocorre

quando a peça estar totalmente concluída; g) Pós-processamento pode exigir uma limpeza e acabamento do produto final; h) A última etapa é a aplicação onde a peça está pronta para serem utilizadas, porém podem exigir algum tipo de finalização como no caso da utilização de primer ou até mesmo acabamento com pintura para dar uma textura na superfície da peça impressa (Zier, 2019; Villani, 2021).

2.8.3 Materiais de impressão 3D

Vários materiais estão disponíveis para uso em manufatura aditiva, isso independe do tipo de processo ao qual será utilizado para a impressão, a escolha do material está relacionada com as características físicas desejadas ao final da impressão. Os materiais mais comuns neste tipo de aplicação são: PLA, ABS, ABS-PC e ASA (Zier, 2019).

1. O Ácido Polilático (PLA – *Polylactic acid*): É um material termoplástico caracterizado pela sua alta resistência sendo biodegradável derivado de recursos renováveis, ou seja, produzido por polimerização de condensação como amido de milho ou cana-de-açúcar. É um dos bioplásticos com maiores aplicações comerciais, servindo-se de alternativas para certos plásticos a base de petróleo. O PLA vem sendo aplicado em diversas áreas como no ramo industrial que vão desde produção de embalagens à copos de plástico, como nas aplicações médicas em materiais biocompatíveis (implantes médicos) (Valeriano, 2017; Zier, 2019; Villani, 2021).

2. ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno): Tipo de polímero formado por monômeros, sintetizados a partir de compostos como: acrilonitrila, butadieno e estireno. Este polímero possui uma grande resistência química e durabilidade, com estabilidade em altas temperaturas, tem uma boa resistência a impacto, seus principais compostos atômicos são o carbono, nitrogênio e o hidrogênio. É um material de fácil processamento, com brilho e composto com um material rígido de fácil manuseio.

O ABS é um material bastante empregado na manufatura aditiva, sendo bastante utilizado em impressões 3D nos Estados Unidos (EUA). Visando melhorar sua aplicação, novos *blends* de ABS vêm sendo desenvolvidos para técnicas de prototipagem. Suas maiores empregabilidades estão na indústria automobilística, de eletrodomésticos e equipamentos industriais (Valeriano, 2017; Zier, 2019).

3. ABS-PC (Acrilonitrila Butadieno Estireno / Policarbonato): É um material ideal para prototipagem funcional, sendo um composto termoplástico de engenharia de alto impacto. Este material possui características que se destacam por ter a resistência mecânica ao calor do PC e, a flexibilidade do ABS. O ABS-PC oferece excelentes condições no pós-processamento como no acabamento da superfície (Zier, 2019).

4. ASA (Acrilonitrilo Estireno Acrilato): É um termoplástico com uma excelente resistência a água, aos raios UV e a resistência mecânica. Assim como o ABS-PC a ASA possui condições elevadas para um grande acabamento no resultado da peça impressa (Zier, 2019).

5. ESTADO DA ARTE

5. ESTADO DA ARTE

Novas técnicas de tratamento vêm sendo utilizadas na radioterapia como: IMRT, VMAT e radiocirurgia estereotáxica. Essas técnicas fornecem uma distribuição de dose conformada e com uma alta dose de radiação para um tumor. A alta conformidade da dose prescrita com o volume alvo planejado (PTV) pode efetivamente matar as células cancerígenas preservando o tecido saudável circundante (Parwaie et al, 2018).

Nos últimos anos o papel da radiocirurgia de fração única ou de radiocirurgia estereotáxica fracionada ganhou importância no tratamento de lesões intracranianas como metástases cerebrais. O tempo total de tratamento continua sendo uma questão importante também para tratamentos que utiliza os aceleradores lineares, que são tipicamente realizados por planos VMAT de múltiplos isocentros, sendo um isocentro por lesão (Ruggieri et al, 2018).

Atualmente tem se utilizado dispositivos sofisticados de imobilização de pacientes, colimadores multileaf (MLC) e técnicas de imagem volumétrica aplicadas durante o tratamento, assim podem fornecer uma entrega de dose altamente conformada e precisa com o uso dos aceleradores lineares.

A Sociedade Americana de Oncologia e Radiação (*American Society of Radiation Oncology - ASTRO*) publicou diretrizes para o tratamento de metástases cerebrais, nas quais a modalidade de radiocirurgia é considerada com uma excelente opção de tratamento e para melhorar a sobrevivência dos pacientes quando a qualidade de vida é considerada o desfecho mais importante (Ohira et al, 2018).

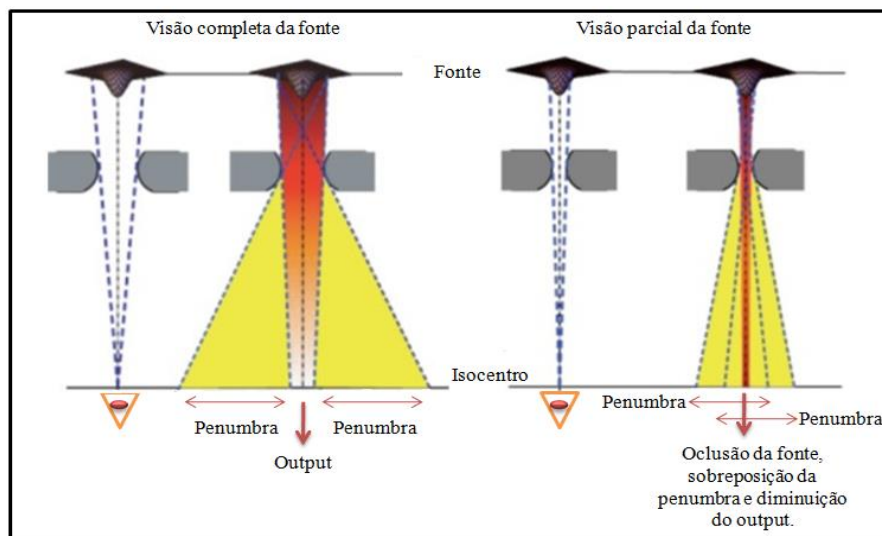
Com o surgimento dessas novas modalidades é necessário aplicar campos relativamente pequenos que são dinâmicos ou estáticos. A utilização desses tamanhos de campos pode causar incertezas na dosimetria, sendo necessária uma atenção especial na dosimetria de campos pequenos. Existem vários desafios na dosimetria de campos pequenos, sendo condições relacionadas ao feixe e ao tamanho do detector para um determinado tamanho de campo. Para superar os campos de não referência usados por máquinas dedicadas, a IAEA forneceu uma estrutura para gerenciar os problemas relacionados à dosimetria de campos pequenos (Parwaie et al, 2018). O TRS 483 faz três atribuições de quando um campo é considerado pequeno.

- a) Perda de equilíbrio lateral de partículas carregadas (*LCPE*);
- b) Obstrução parcial do feixe primário de fótons por meio de colimadores;
- c) O tamanho do detector é similar ou grande comparado às dimensões do feixe de radiação.

A perda de equilíbrio lateral de partículas carregadas (*LCPE*) ocorre no eixo central de um feixe de fótons se o feixe de meia largura ou raio for menor que o alcance máximo da maioria dos elétrons secundários.

A segunda condição (oclusão parcial da fonte primária de fótons) está relacionada ao tamanho limitado da fonte primária de feixe de fótons. Seu tamanho é geralmente definido como a largura máxima no meio máximo da distribuição de fluência de fótons de bremsstrahlung saindo do alvo. Um pequeno campo formado por um colimador que protege parte da fonte de fótons primários produzirá uma saída de feixe menor no eixo do feixe comparado aos tamanhos de campo onde a fonte não está parcialmente bloqueada (Fig. 22). Esse efeito de oclusão de fonte primária se torna importante quando o tamanho do campo é comparável ou menor que o tamanho da fonte de fótons primários. Para aceleradores lineares modernos, onde o tamanho da fonte de fótons primários não é maior do que cerca de 5 mm, a oclusão direta da fonte geralmente ocorre em tamanhos de campo menores do que aqueles em que o desequilíbrio de elétrons lateral começa. A oclusão parcial da fonte de fótons primários influencia o espectro de partículas e é uma fonte de gradientes de dose absorvidos no local, os quais podem ter um grande efeito na resposta do detector (Report 483, 2018).

Figura 22: Representação esquemática do efeito da oclusão da fonte.



Fonte. Cunha, 2019

A terceira condição que caracteriza um campo pequeno é o tamanho do detector em relação ao tamanho do campo de radiação. Um detector produz um sinal que é proporcional à dose média absorvida sobre o seu volume sensível e este sinal é afetado pela homogeneidade da dose absorvida sobre o volume de detecção (volume médio) (Report 483, 2018).

Com esses desafios mencionados, é difícil selecionar um detector com bom desempenho em campos pequenos. As propriedades necessárias de um detector desejado são: alta resolução espacial, alto sinal (baixo ruído), baixa dependência de energia, baixa dependência direcional, equivalência de água, alta estabilidade e facilidade de uso clínico. Certamente, não há detector padrão para campos pequenos, porque nenhum detector possui todas as propriedades mencionadas anteriormente. Porém são usados alguns detectores que são recomendados pelo TRS – 483 como: câmaras de ionização, dosímetros termoluminescentes (TLDs), géis poliméricos, transistores de efeito de campo, semicondutor de óxido metálico (MOSFETs), detectores de diamante, diodos de silício, dosímetros de alanina, e simulações de Monte Carlo, entre outros (Parwaie et al, 2018).

Os dosímetros termoluminescentes apresentam vantagens por possuírem características como alta resolução espacial e resposta à dose, oferecem uma oportunidade promissora para medir a dose absorvida em um campo pequeno. Os micros dosímetros de LiF vêm demonstrando grande viabilidade neste tipo de aplicação podendo ser aplicados para determinar a dose em uma região com base em seu tamanho, ou seja, 1 mm x1 mm x1mm. O tamanho desses TLDs é uma limitação em sua precisão em locais onde a dose pode variar rapidamente entre regiões separadas por pequenas distâncias. Outro tipo de TLD é o TLD-100, que tem uma resposta linear à dose que também é recomendado para este tipo de aplicação. (Parwaie et al, 2018).

Referente à presente análise, é viável a realização de um estudo mais amplo utilizando dosímetros termoluminescentes para dosimetria de campos pequenos, visando à complexidade da dosimetria clínica em determinar um detector compatível com esse tipo de aplicação. Destaca-se na presente revisão literária que não há estudos utilizando objetos simuladores impressos em 3D do crânio, utilizando a radiocirurgia, para tratar lesões intracranianas empregando dosímetros termoluminescentes para uma dosimetria clínica de feixes de fótons.

Visando a proposta dosimétrica, o emprego dos TLDs em um simulador de crânio impresso em 3D, possibilitará uma averiguação mais próxima de um tratamento em condições

reais. Proporcionando aos departamentos de radioterapia uma condição adequada para a realização do controle de qualidade com uma precisão na entrega da dose.

6. METODOLOGIA

6.1 MATERIAIS

6.1.1 Materiais dosimétricos

- 12 TLDs de CaSO₄:Dy produzidos pelo IPEN de 0,6 cm de diâmetro, 0,08 cm de espessura e massa de 50 mg;
- 12 TLDs LiF:Mg,Ti produzidos pela Harshaw de 0,32 cm de diâmetro, 0,09 cm de espessura e massa de 24,6 mg;
- 12 TLDs μ LiF:Mg,Ti produzidos pela Harshaw de 0,1 cm de diâmetro, 0,1 cm espessura e massa de 3,5 mg.

6.1.2 Sistemas de Irradiação e aquisição de imagens

- Fonte de radiação gama de ¹³⁷Cs, geometria 4 π de atividade de 38,11 GBq em 17 de abril de 2014 do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT/IPEN);
- Acelerador Linear Clinac 6 EX da Varian, pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD;
- Tomógrafo computadorizado GE 4 canais, pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD.
- Sistema *Extrac*, pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD.

6.1.3 Sistema de impressão 3D

- Impressora 3D UP MODELO RAISE 3D – PRO₂, pertencente ao Laboratório de Materiais Dosimétricos (LMD/ IPEN).

6.1.4 Softwares de desenho e impressão 3D

- *3DSlicer*®;
- *Autodesk fusion 360* (Licença educacional – USP);
- *ideaMAKER*® 4.1.1;
- *Simplify 3D*®.

6.1.5 Softwares de análise de dados

- *Origin PRO 9.1*;
- *Philips intelligspace (pacs) media Viewer*;
- *Scilab v 6.0*.

6.1.6 Objetos Simuladores

- Placas de água sólida SW de dimensões 30 x 30 x 1 cm³, Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD;
- Placa de água sólida SW de dimensão 30 x 30 x 0,5 cm³, Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD;
- Simulador Antropomórfico do crânio impresso em 3D, (desenvolvido neste projeto), do LMD/ IPEN.

6.1.7 Materiais para construção do simulador

- Filamentos para impressora 3D de Ácido Polilático (PLA) disponível comercialmente;
- Filamentos para impressora 3D radiopacos de ABS, modelos XCT-A desenvolvido no IPEN¹;
- Resina 2004 epóxi baixa viscosidade com endurecedor 3154;
- Tinta de coloração cinza.

6.1.8 Sistema de tratamento térmico

- Forno tipo mufla da marca Vulcan®, modelo 3-550 PD, do LMD/IPEN;
- Estufa de secagem e esterilização, modelo SL-100, do LMD/IPEN.

6.1.9 Sistema de leitura TL

- Leitora TL da marca HarshawTM, modelo 4500 da Thermo Scientific do LMD/IPEN, utilizada para leitura do CaSO₄:Dy;
- Leitora TL da marca HarshawTM, modelo 5500 da Thermo Scientific do LMD/IPEN, utilizada para leitura do CaSO₄:Dy;
- Leitora TL/OSL da marca RISOTM, modelo TL/OSL-DA-20 do LMD/IPEN, utilizada para leitura do LiF:Mg,Ti e o μ LiF:Mg,Ti.

6.1.10 Sistema de medição de precisão

- Balança de precisão Shimadzu, modelo AY220 do LMD/IPEN.

6.1.11 Colimadores

- Colimador multileaf M3 da Brainlab, para simular tratamentos com campos pequenos, pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD;

¹ Filamento composto por ABS+BaSO₄ para mimetizar tecido ósseo desenvolvido no registro de depósito de patente nº BR1020190131179 pelo aluno de doutorado Matheus Savi.

- Colimador para o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, 1,0 cm de diâmetro e abertura central de aproximadamente 0,1 cm, do LMD/IPEN;
- Colimador para $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$, 4,5 cm de diâmetro e abertura central com aproximadamente 0,5 cm, do LMD/IPEN.

6.1.12 Acessórios de planejamento e simulação de tratamento radioterápico

- Máscara termoplástica estereotáxica tipo B (Oxygen), pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD;
- Suporte para cabeça e pescoço, pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD;
- *Frame* (Caixa localizadora – *ExacTrac - Brainlab*), pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD.

6.2 Metodologia e análises realizadas

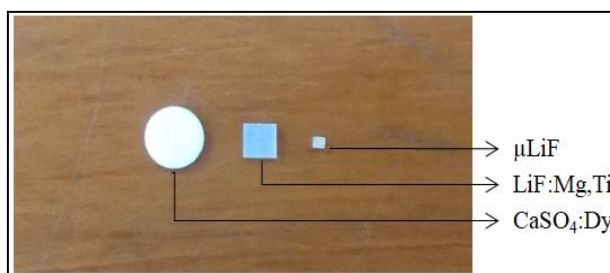
Os detectores deste estudo foram selecionados com base em sua sensibilidade, linearidade da resposta, reprodutibilidade, dimensões físicas e disponibilidade para o uso clínico em campos pequenos. Na tabela 1 é possível verificar as propriedades físicas dos detectores, incluindo seus materiais, dimensões físicas (Fíg. 23), densidade, número atômico e densidade de elétrons (número de elétrons por unidade de massa). Os parâmetros incluídos na tabela 1 são úteis ao discutir correções para efeitos de média volumétrica e equivalência de água (Azangue, 2014).

Tabela 1: Resumo das propriedades dos dosímetros termoluminescentes utilizados neste estudo.

Tipo de detector	Dimensões do volume sensível (cm)	Material	Z	Densidade do material (g/cm^3)	Densidade eletrônica (e^-/g) em relação à água
TLD - 100	0,32 X 0,32 X 0,09	$\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$	7,51	2,64	0,833
TLD - μLiF	0,1 x 0,1 x 0,1	$\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$	7,51	2,64	0,833
TLD - Sulfato	0,6 x 0,6 x 0,08	$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	15,3	4,93	-

Fonte. Azangue, 2014; Almeida, 2017

Figura 23: Dosímetros Termoluminescente (TLDs).



Fonte. Autora da tese

A seleção dos detectores CaSO₄:Dy foi feita com base a sensibilidade à radiação gama do ¹³⁷Cs, em condições de equilíbrio eletrônico. Os detectores de LiF:Mg,Ti e μLiF foram irradiados utilizando a fonte de irradiação de Sr 90/Y 90 RISOTM. Todos os detectores apresentaram variação de ± 5% para cada detector, sendo averiguada a repetibilidade e a reprodutibilidade da resposta TL dos mesmos.

6.2.1 Preparação para uso dos dosímetros

Para fazer uso dos dosímetros termoluminescentes é necessária uma preparação para utilizar esses cristais, ou seja, zerar a resposta TL do material, proveniente de qualquer informação que esteja armazenada no detector, com o intuito de restaurar as condições iniciais do detector (condições antes de serem irradiados). Devido a essas circunstâncias é necessária a realização do tratamento térmico, que consiste no aquecimento do material a uma temperatura pré-determinada e mantendo-o nesta temperatura por tempo estipulado (Furetta, 2003; Souza, 2019).

O processo de tratamento térmico pode ser descrito de três maneiras: (a) Um tratamento de inicialização, onde o tratamento é efetuado em amostras as quais nunca foram utilizadas anteriormente, cuja finalidade é estabilizar os níveis de armadilhas, tornando reprodutível o *background*. (b) Tratamento padrão, utilizado para zerar qualquer informação de irradiação anterior. A finalidade é fazer retornar as armadilhas antes de terem sido irradiadas. (c) tratamento pré-leitura, cujo objetivo é zerar os picos de baixa temperatura caso possam ser encontrados na curva de emissão, evitando desta maneira erros nas medidas (Fig. 24 e 25) (Furetta, 2003; Souza, 2019).

Na tabela 2 é possível observar os parâmetros de tratamentos térmicos utilizados para cada detector empregado neste trabalho.

Tabela 2: Tratamento térmico pré-irradiação

Detector	Forno Vulcan®	Estufa SL-100
LiF:Mg,Ti	400 ⁰ /1h	100 ⁰ /2h
μLiF	400 ⁰ /1h	100 ⁰ /2h
CaSO ₄ :Dy	300 ⁰ /3h	-

Fonte. Autora da tese

Figura 24: Forno tipo mufla da marca Vulcan®.



Figura 25: Estufa de secagem e esterelização, modelo SL-100.



Fonte. Autora da tese

Outro parâmetro importante que deve ser analisado na utilização dos detectores é a eficiência intrínseca, que leva em consideração a massa de cada dosímetro. Este procedimento permite avaliar a sensibilidade do detector que será empregado em uma determinada medição.

Os dosímetros aplicados neste trabalho foram pesados utilizando uma balança analítica digital de marca shimatzu, conforme pode ser demonstrado na figura 26.

Figura 26: Balança analítica digital de marca Shimatzu, modelo AY220.



Fonte. Autora da tese

6.2.2 Teste de estabilidade da leitora TL

Testes de desempenho foram efetuados nas leitoras utilizadas neste trabalho. A leitora Harshaw™ 5500 (Fig. 27) é submetida a testes diários como luz padrão (*Test light*) e sinal/ruído (*PMT Noise*) para averiguar algum tipo de variação. Do mesmo modo, a leitora Harshaw™ 4500 (Fig. 28) também foi submetida aos mesmos testes de estabilidade. Para a

utilização da leitora (RISO reader) (Fig. 29) são feitos testes de desempenho pela equipe de manutenção do fabricante periodicamente.

Figura 27: Leitora TL da marca Harshaw™, modelo 5500 da Thermo Scientific.



Figura 28: Leitora TL da marca Harshaw™, modelo 4500 da Thermo Scientific.



Figura 29: Leitora TL/OSL da marca RISO™, modelo TL/OSL-DA-20.



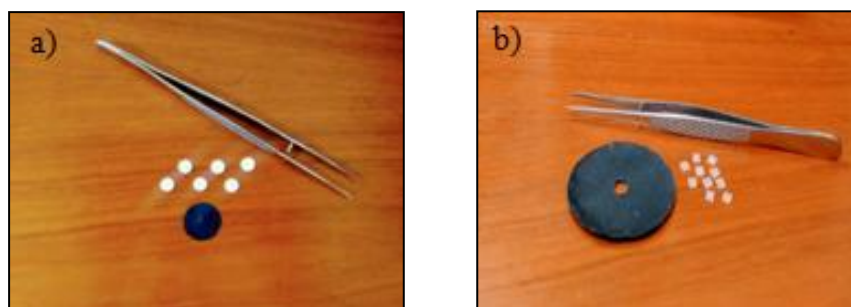
Fonte. Autora da tese

6.2.3 Colimadores

6.2.3.1 Colimadores para leitura TL

Para as doses maiores que 1 Gy foi utilizado um colimador para o CaSO₄:Dy (Villani, 2017) na leitora Harshaw™ 4500, com a finalidade de reduzir a intensidade do sinal emitido pelos dosímetros. O mesmo ocorreu com a leitora RISO reader, para leitura do LiF:Mg,Ti, com doses maiores de 1 Gy. A finalidade de utilizar um colimador é proteger a fotomultiplicadora de atingir a saturação, possibilitando um intervalo de dosimetria mais extenso. Na figura 30 é possível evidenciar o colimador utilizado na Harshaw™ 4500 (a) e na RISO reader (b).

Figura 30: a) Colimador utilizado para o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (0,1 cm de abertura central) e b) Colimador utilizado para o $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (0,5 cm de abertura central).



Fonte. Autora da tese

6.2.3.2 Colimador multileaf M3 da Brainlab

A SRS exige que a dose no tumor seja entregue com alto grau de conformidade e precisão. O BrainLab M3 (BrainLAB, Feldkirchen, Alemanha) é um sistema de colimador automático de folhas múltiplas (MLC) controlado por computador que se conecta ao acelerador linear. O tamanho das folhas permite que a dose de radiação esteja em conformidade com o volume do tumor em três dimensões (Crosbie et al, 2004).

O sistema de micro colimador de múltiplas folhas BrainLab M3 é capaz de fornecer formas de campo precisas que o tornam muito adequado para os rigores da radiocirurgia estereotáxica. As distribuições de dose podem ser calculadas no sistema de planejamento e podem ser entregues com precisão a campos muito pequenos (Crosbie et al, 2004).

Na figura 31 é possível visualizar o colimador da BrainLab M3 que foi utilizado em todas as medidas de caracterização dosimétrica e aplicações clínicas que adotaram condições reais de tratamento.

Figura 31: Colimador multileaf M3 acoplado ao Acelerador linear.



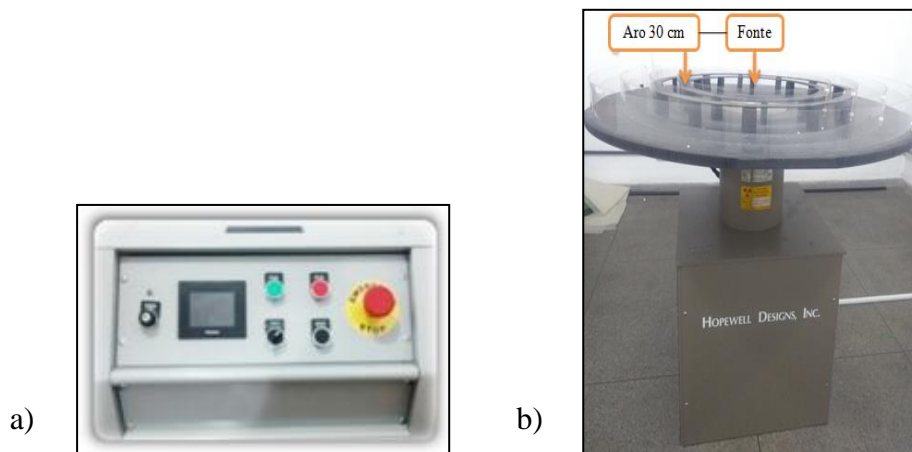
Fonte. Autora da tese

6.2.4 Seleção dos dosímetros e sistema de irradiação

Para a seleção dos dosímetros $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ foi utilizada a fonte de ^{137}Cs , onde foram efetuadas cinco irradiações para a redução do efeito da variação estatística. Todos os respectivos detectores estavam em condições de equilíbrio eletrônico (Placas de acrílico de 0,3 cm). As irradiações foram feitas com uma distância fonte-detector de 30 cm, com uma dose de 10 mGy (Fig. 32).

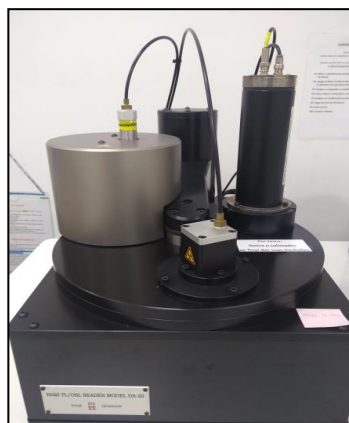
Para os dosímetros $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ e μLiF , foi utilizada a fonte $\text{Sr } 90/\text{Y } 90$ RISO™ (Fig. 33), sendo efetuadas cinco irradiações com uma dose de 500 mGy.

Figura 32: a) Console do ^{137}Cs , b) Fonte de ^{137}Cs .



Fonte. Autora da tese

Figura 33: Fonte de $\text{Sr } 90/\text{Y } 90$ RISO™.



Fonte. Autora da tese

6.3 Aplicações Clínica

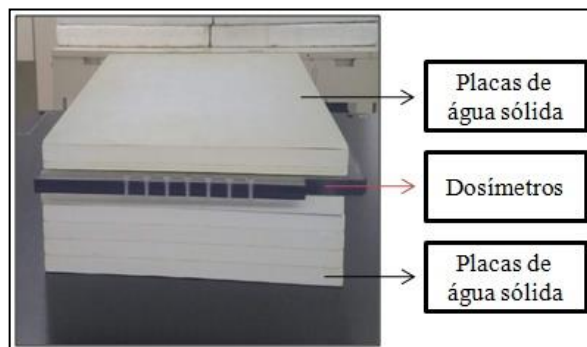
O protocolo da AAPM 483 recomenda a dosimetria com dois feixes de energia (6 MV e 10 MV) para campos pequenos, porém no Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD

o acelerador linear (6EX da Varian) possui apenas a energia de 6 MV, devido a esta limitação as irradiações foram efetuadas utilizando apenas o feixe de 6 MV, visando que a maioria dos setores de radioterapia utiliza a energia de 6 MV.

6.3.1 Caracterização do sistema dosimétrico

A caracterização dosimétrica foi realizada no acelerador linear Clinac 6 EX da Varian. Para este procedimento foram utilizadas seis placas de água sólida com espessura de 1 cm e uma placa com espessura de 0,5 cm e um colimador multileaf M3 da BrainLab M3. Os dosímetros foram irradiados com energia de 6 MV no intervalo de dose de 0,8 Gy a 10 Gy. A calibração do feixe foi realizada de acordo com TRS 398 para fornecer uma saída de 1 cGy / MU. O tamanho do campo foi de $(9,8 \times 9,8) \text{ cm}^2$, com o SSD de 100 cm e profundidade de 1,5 cm, sendo uma profundidade considerada inerente para tumores tratados com radioterapia de alta precisão, como nos tratamentos utilizando IMRT na região de cabeça e pescoço (Azangwe et al, 2014). Na figura 34 é possível visualizar o arranjo de irradiação do campo.

Figura 34: Arranjo de irradiação de campo $(9,8 \times 9,8) \text{ cm}^2$ com SSD de 100 cm.



Fonte. Autora da tese

6.3.2 Sensibilidade média dos dosímetros termoluminescentes

Para uma análise mais ampla foram efetuadas duas irradiações para verificar a sensibilidade média dos dosímetros na região de dose estudada. Para esta aplicação foram utilizadas placas de água sólida de 1 cm (seis placas) e 0,5 cm (uma placa) sendo efetuadas duas irradiações de 700 UM/min (7 Gy) e 900 UM/min (9 Gy), em uma profundidade de 1,5 cm, energia de 6 MV e tamanho de campo de $9,8 \times 9,8 \text{ cm}^2$ a uma distância de 100 cm.

6.3.3 Caracterização do fator campo

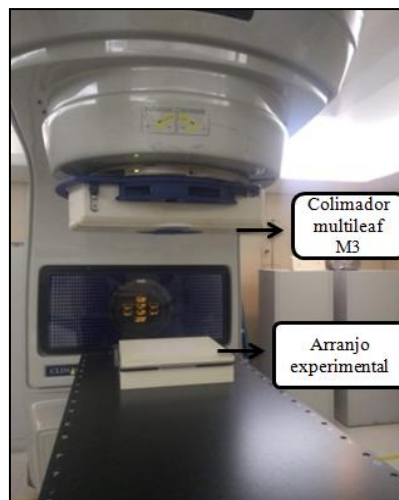
A caracterização dos tamanhos de campos foi realizada em porcentagem de dose profunda (PDP) utilizando os parâmetros de comissionamento do protocolo 398. As

irradiações foram feitas com uma energia de 6 MV, com uma dose de 1 Gy para os campos de $9,8 \times 9,8 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ e $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$. Foram realizadas duas sessões de medição independentes para os três tipos de detectores com a finalidade de garantir a reprodutibilidade nas medições. Para cada tamanho de campo em uma única sessão foram utilizados três detectores e para o tamanho de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ foi utilizado um detector em cada sessão (sendo efetuadas seis sessões). Desta maneira, foi possível reduzir as incertezas nas medições e garantir a confiança nos resultados das irradiações de acordo com TRS 483.

Para a dosimetria dos campos de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ foram realizadas medições apenas com o detector μLiF devido às dimensões do campo. Para esta aplicação foram realizadas dez medições independentes com o intuito de se obter uma maior precisão nas medidas levando em consideração o tamanho mínimo do campo avaliado.

Na figura 35 é possível evidenciar o arranjo experimental para a caracterização do fator campo.

Figura 35: Setup de caracterização do fator campo.



Fonte. Autora da tese

6.3.4 Determinação do fator campo utilizando os dosímetros termoluminescentes

O tamanho do campo é definido como o par de dimensões (campos retangulares) ou o diâmetro (campos circulares) que define a área do campo na distância e profundidade da medição (Report 483, 2019). O campo de referência convencional para a maioria dos equipamentos de radioterapia ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) segue o código de práticas da AAPM TG-51. Quando o campo convencional de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ não pode ser estabelecido, um campo específico da máquina (*msr*) é introduzido, este deve ter dimensões o mais próximo possível

do campo de referência convencional (Alfonso, 2008). Para este estudo o campo estabelecido foi o tamanho de 9,8 x 9,8 cm², isso ocorreu devido à limitação do colimador multileaf M3 que tem sua abertura total neste tamanho de campo.

O tamanho de um campo é considerado como sendo pequeno, quando este atende uma das três condições descritas na seção 5. Para a determinação do fator de correção para campos pequenos é necessário que as medidas possam ser normalizadas para um campo intermediário. (Dieterich e Sherouse, 2011) e (Cranmer-Sargison et al, 2013) usaram tamanhos de campos de 5 x 5, 4 x 4, 3 x 3 cm² para a normalização. A norma de DIN 6809-8 que faz uma abordagem sobre a dosimetria de campos pequenos usa um campo intermediário de 4 x 4 cm². Já Azangwe (2014) utiliza um campo intermediário de 3 x 3 cm² para a normalização. Visando a proposta dos trabalhos já mencionados, este estudo adotou o campo de 4 x 4 cm² como o campo intermediário para os respectivos campos estudados.

Os cálculos foram desenvolvidos a partir da equação 4.

6.3.5 Perfil do feixe de radiação

Quando um detector é submetido a uma varredura em profundidade ao longo dos eixos x (*crossline*) e y (*inline*), um perfil do feixe é formado. O perfil do feixe de radiação pode ser descrito como a razão entre a leitura do detector ao longo do campo, pela leitura do mesmo detector no eixo central desse campo, desta maneira, as medidas tornam-se relativas fora e dentro do eixo central do campo de irradiação. Alguns parâmetros estão associados ao perfil do feixe do campo de radiação como (IAEA, Viena, 2001; Oliveira, 2007):

- 1) Simetria - É definida na profundidade de dose máxima ($D_{m\acute{a}x}$), que corresponde à profundidade mais sensível para averiguar o parâmetro de uniformidade do feixe, que é caracterizada pelo desvio percentual máximo entre a dose de ambos os lados do centro do campo.
- 2) Penumbra - É descrita como as distâncias laterais do eixo central do feixe com os valores de dose entre 80 % e 20 %.
- 3) Planura - É estipulada do perfil, baseado dos valores de dose máxima ($D_{m\acute{a}x}$) e mínima ($D_{m\grave{i}n}$), dentro de 80 % da área do campo utilizado (Oliveira, 2007).

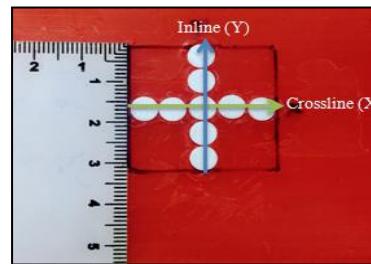
Para este estudo os perfis de dose foram obtidos com uma dose de 7 Gy, energia de 6 MV e SSD de 100 cm, para os tamanhos de campos de 2 x 2 cm², 1 x 1 cm² e 0,5 x 0,5 cm². As medidas foram realizadas em profundidade de dose máxima (1,5 cm). Os dosímetros foram colocados em uma cera ortodôntica (Fig. 36), nos sentidos *inline* e *crossline* (Fig. 37)

e posto em placas de água sólida. Os resultados obtidos foram normalizados para o eixo central. Estes dados foram utilizados para análise da resposta dos diferentes dosímetros com relação aos parâmetros do feixe, como: profundidade de dose máxima, dimensões do campo e efeito da média volumétrica, visando que quanto maior o detector, maior a possibilidade de influência nas medidas (Cunha, 2019).

Figura 36: Cera ortodôntica rosa 7.



Figura 37: Campo de irradiação nos sentidos *inline* (Y) e *crossline* (X).



Fonte. Autora da tese

Para os perfis do feixe de radiação serem analisados foram necessários um acréscimo no tamanho dos campos, ou seja, o campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ foi estudado com um tamanho de campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, o campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ com um tamanho de campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ e o campo de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ com dimensões de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, esta temática tem o intuito de visualizar a penumbra da dose de radiação.

6.3.6 Fator de correção do efeito da média volumétrica (*Volume Averaging*)

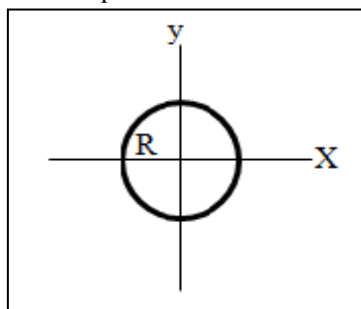
Para o desenvolvimento do efeito da média volumétrica alguns parâmetros são necessários como: as dimensões dos dosímetros e os perfis do feixe de radiação.

Devido à geometria dos dosímetros ou detector empregado, é necessário levar em consideração a função peso, $w(x,y)$. Este parâmetro deve aproximar o dosímetro para um formato de detector, como: linha, cilindro, cilindro com eletrodo central ou um formato circular (Cunha, 2019). Neste trabalho os dosímetros foram aproximados para um detector com formato circular como o diodo, isso devido à face do dosímetro está voltada para o feixe central do acelerador linear (Fig. 38).

Para serem utilizados, os perfis do feixe foram aproximados para uma distribuição gaussiana que foi obtida pelo programa gráfico *origin*, na versão 9.0.

Para o cálculo da média volumétrica foi utilizado um código desenvolvido por Cunha, 2019 utilizando o *software scilab*, na versão 6.0.

Figura 38: Detector em formato de círculo considerado para o cálculo da média volumétrica, esquema adaptado para os TLDs.



Fonte. Imagem adaptada de Cunha, 2019.

As funções peso, podem ser calculadas através das relações descritas no TRS – 483 (IAEA, 2018), neste caso foram utilizados o ajuste definido por Cunha, 2019 para a situação demonstrada na imagem acima.

$$a) w(x, y) = 1, \quad x^2 + y^2 \leq R^2 \quad (6)$$

$w(x, y) = 0$ para quaisquer outros pontos considerando os detectores em análise.

6.3.7 Desenvolvimento do objeto simulador impresso em 3D

Os simuladores antropomórficos são determinados pela geometria, tamanho e por sua composição, essas características indicam a finalidade ao qual o simulador será aplicado. Dentre as áreas de aplicações os simuladores podem ser usados em distintas modalidades empregando radiação ionizante como:

a) Simuladores de dosimetria - Têm como objetivo simular as condições de um procedimento para medir a dose em determinados pontos de interesse (Dewerd, 2014);

b) Simuladores para radiodiagnóstico - Conseguem avaliar a qualidade da imagem nos sistemas de aquisição (Dewerd, 2014; Goldstone, 1990);

c) Simuladores para proteção radiológica - Têm como finalidade avaliar retroespalhamento, medições de dose em profundidade e simuladores com radioatividade incorporada para calibração de sistemas de contagem *in vivo* (Goldstone, 1990).

d) Simuladores para medicina nuclear - Os simuladores geralmente são projetados para ter cavidades ou inserções que prendem o material injetado durante o processo de realização da imagem (Dewerd, 2014).

Com o intuito de desenvolver um simulador antropomórfico para dosimetria de campos pequenos utilizando feixes clínicos de fótons, este estudo foi baseado e adaptado da

caracterização de materiais de impressão 3D realizada por Villani (2021), que efetuou vários estudos preliminares que antecedem este trabalho, dentre eles se destacam:

- a) Medições de atenuação dos materiais de impressão;
- b) Determinação da densidade dos materiais;
- c) Estudo da transmissão do PLA e ABS para percentuais de preenchimento (*infill*);
- d) Estudo de caracterização dos filamentos XCT desenvolvidos no IPEN (Villani, 2021; Savi et al, 2020).

A construção do simulador foi obtida a partir do arquivo STL, tendo como referência um simulador de cabeça e pescoço de modelagem 711-HN da CIRS (Fig. 39). O simulador da CIRS foi desenvolvido para aplicações radiodiagnósticas (Fig. 40), sendo ideal para determinar as configurações do sistema e comissionar equipamentos radiológicos. O modelo 711-HN é construído com materiais equivalentes de tecido humano tendo sua estrutura e tamanho mediano que se aproxima da cabeça humana masculina que obedece às dimensões dos formalismos internacionais (Hamedani et al, 2018; Diamantopoulos et al, 2018). A escolha deste simulador como referência foi baseada nas características anatômicas detalhadas que inclui: cérebro, regiões ósseas, laringe, traqueia, seios da face, cavidades nasais e dentes (CIRS, 2021). Para utilizar o modelo proposto pela CIRS (711-HN) o simulador impresso em 3D foi adaptado com acessórios que permitem um encaixe na região encefálica (calota craniana) para fixar os dosímetros termoluminescentes para dosimetria de campos pequenos utilizando feixes clínicos de fótons.

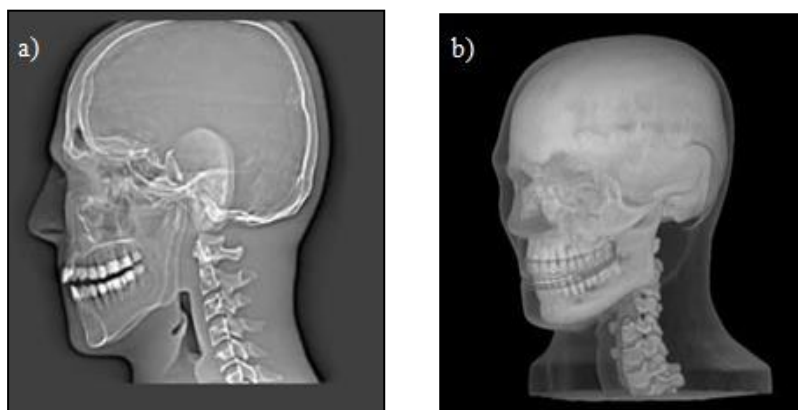
Os materiais de impressão utilizados para equivalência de tecidos moles e tecido ósseo foram determinados com base nos estudos mencionados anteriormente. O PLA foi utilizado com equivalência a tecidos moles e o ABS XCT-A produzido no IPEN (Savi et al, 2020) foi utilizado como tecido ósseo, ambos são apresentados na figura 41.

Figura 39: Simulador 711-HN da CIRS usado como referência para impressão do simulador impresso em 3D para dosimetria clínica de feixe de fótons.



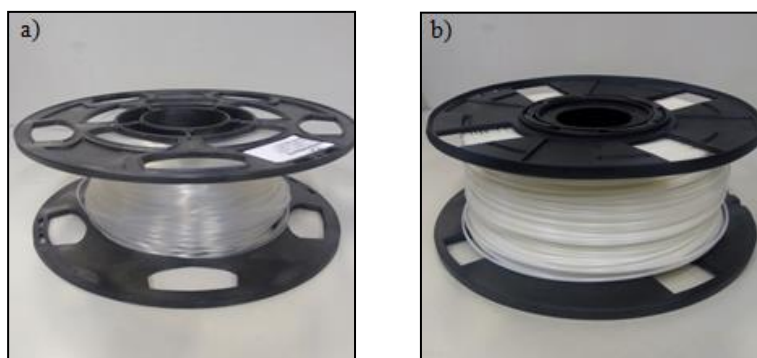
Fonte. CIRS, 2021

Figura 40: Imagens de TC do simulador 711-HN da CIRS. A) Imagem de TC em corte sagital. b) Anatomia antropomórfica 3D detalhada.



Fonte. CIRS, 2021

Figura 41: a) O PLA - Utilizado com equivalência a tecidos moles. b) ABS XCT-A produzido no IPEN - Utilizado como tecido ósseo.



Fonte. Autora da tese

6.3.8 Impressão do objeto simulador

O protótipo de impressão se realizou baseado nos parâmetros de imagem de uma tomografia computadorizada do simulador 711-HN da CIRS. As imagens foram disponibilizadas pelo acervo do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina – IFSC, onde se obteve o modelo tridimensional utilizando o *software* de segmentação *3D Slicer* (Fig. 42), onde as estruturas foram desenhadas corte a corte.

Visando as dimensões geométricas do simulador e por motivos operacionais como o tempo de impressão que é relativamente longo e a probabilidade da falta de material enquanto a impressão ocorre, o simulador foi impresso em quatorze segmentos (partes), onde se utilizou o *software Simplify 3D* para a programação de impressão, podendo ser visualizada

na figura 43. As peças segmentadas possuem cerca de 2,0 cm de altura com um tempo médio de impressão de 20 horas para cada peça.

As configurações de impressão estabelecidas para o PLA foram estipuladas com 2 linhas contínuas externas e preenchimento retilíneo de 100% com orientação +45°/-45°. Para o ABS XCT-A que tem uma equivalência próxima ao osso a configuração também foi efetuada com 2 linhas contínuas externas (osso cortical), e 45% *infill* (osso trabecular) (Villani, 2021).

Na tabela abaixo segue os parâmetros de configuração que foram utilizados para a impressão das peças do simulador antropomórfico.

Tabela 3: Características técnicas de impressão para PLA e ABS XCT-A.

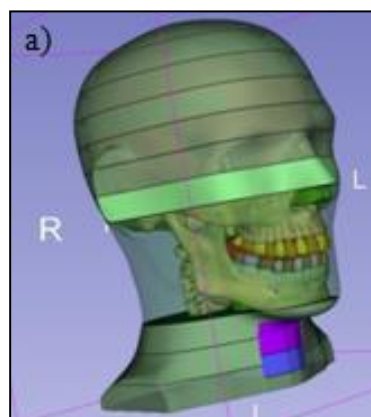
Material	Cor	Densidade Nominal (g. cm ⁻³)	Temperatura de extrusão (°c)	Temperatura da mesa de impressão (°c)	Velocidade de impressão (mm.s ⁻¹)
PLA	Transparente	1,24	215	60	50
XCT-A	Puro/Branco	-	225	100	60

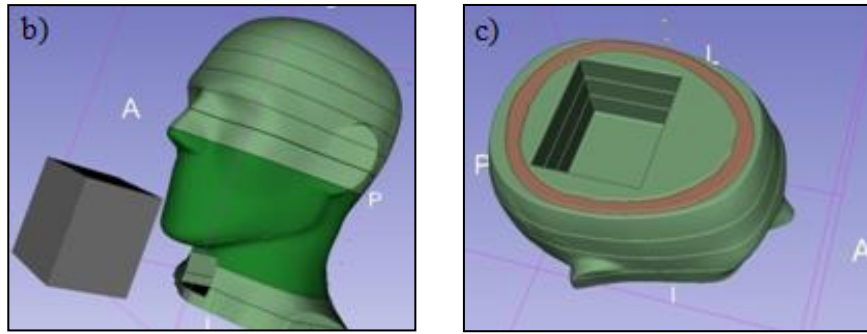
Fonte. Villani, 2021

Na figura 44 é possível visualizar a impressão da peça utilizando os dois bicos extrusor da impressora 3D UP.

Uma das últimas etapas de impressão é o pós-processamento onde muitas vezes exige um acabamento na peça impressa. Para a finalização do simulador foi utilizado uma lixa grossa para uniformizar pequenas falhas que ocorreu durante a impressão e para dar uma textura na superfície da peça impressa foi utilizada resina epóxi e tinta de coloração cinza (Fig. 45).

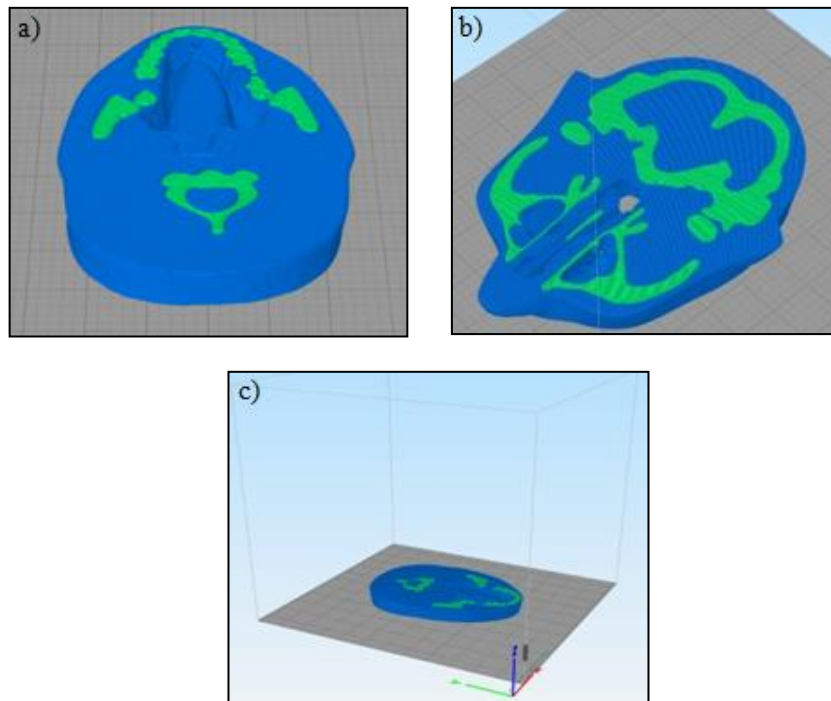
Figura 42: a) e b) Modelo do simulador feito pelo *software* de segmentação 3D *Slicer*. c) Adaptação do simulador para encaixe dos dosímetros termoluminescentes.





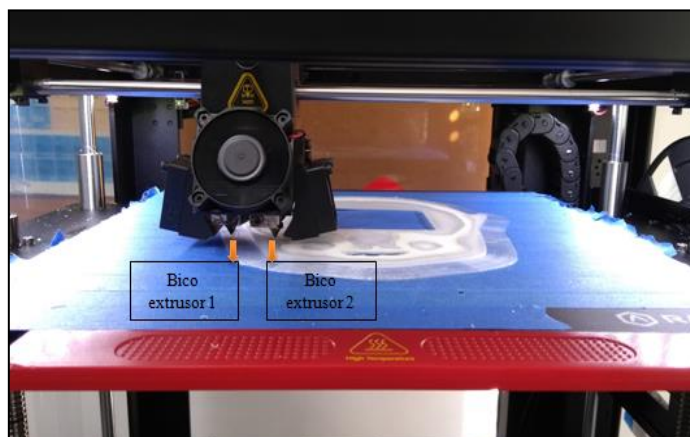
Fonte. Autora da tese; Villani, 2021

Figura 43: a) e b) Programação de impressão do simulador por segmentação utilizando o *software Simplify 3D*, apresentando riquezas de detalhes anatômicos. c) Segmentação em três eixos.



Fonte. Autora da tese

Figura 44: Peça sendo impressa utilizando os dois bicos extrusor da impressora.



Fonte. Autora da tese

Figura 45: a) Resina epóxi, b) Tinta de coloração cinza, utilizada para finalização do objeto simulador.



Fonte. Autora da tese

6.3.9 Impressão do suporte para posicionar os dosímetros no simulador

O objeto simulador de crânio possui características que o faz apto para simular um paciente ao qual será submetido a um tratamento radioterápico. Para esta finalidade foi desenvolvido um suporte impresso em 3D capaz de ser encaixado ao simulador com as propriedades teciduais, onde é possível acoplar os dosímetros termoluminescentes para a dosimetria em condições reais de tratamento.

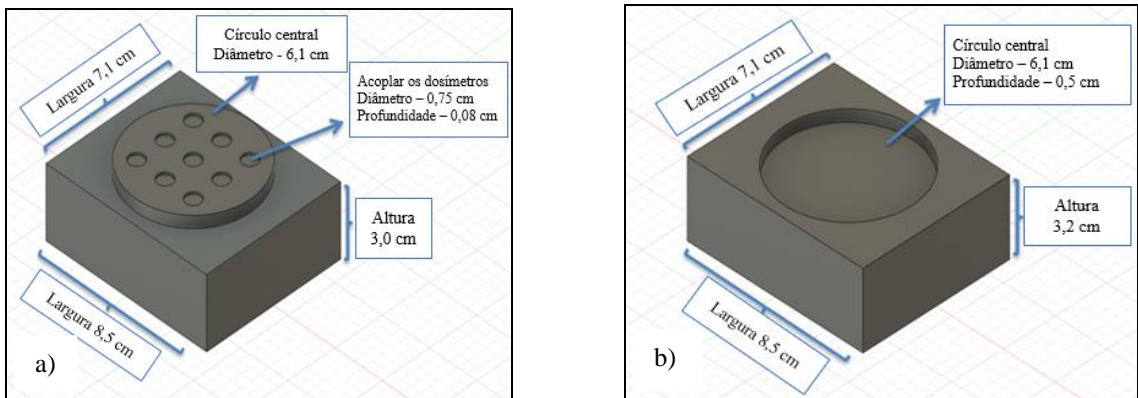
Para a impressão do suporte alguns testes foram efetuados antes da impressão original do acessório. Estes testes foram fundamentais para que o suporte pudesse encaixar no simulador e acoplar os dosímetros para que eles não se movessem dentro do simulador, com o intuito de obter uma precisão dosimétrica devido ao tamanho do campo aplicado neste estudo.

O suporte foi desenvolvido com dimensões de 6,2 cm de altura e 8,5 cm de largura, sendo impresso em duas partes, ambas impressas com um preenchimento de 100% (*infill*), da mesma maneira que o simulador foi impresso. O protótipo de impressão foi efetuado no *Autodesk fusion 360* (Licença educacional – USP) (Fig. 46), onde foram determinadas as características dimensionais do suporte. Ulteriormente foi utilizado o *software* de impressão *ideaMAKER® 4.1.1*. Este *software* é utilizado como fatiador, pois consegue demonstrar como o objeto será impresso e se ele será impresso em camadas. O fatiador (*software ideaMAKER® 4.1.1*) é um conversor, ou seja, ele tem o objetivo de converter o desenho que será impresso para um código (Gcode) que a impressora 3D ler.

Na figura 47 é possível evidenciar a programação de impressão, iniciando com o *Brim* que serve para aderir a peça na mesa, dando seguimento às camadas para uma maior

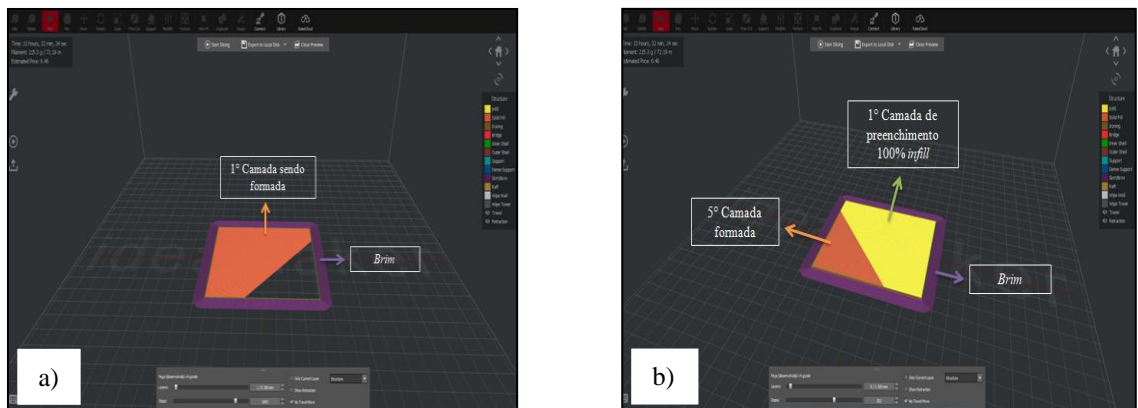
sustentação do objeto que será impresso. Este parâmetro de camadas pode ser alterado conforme a necessidade de cada peça que será impressa. Finalizado a quantidade de camadas o processo de preenchimento *infill* (%) se inicia com a programação ao qual é definida no programa de impressão. A configuração de impressão ficou definida iniciando com cinco camadas e preenchimento *infill* de 100%.

Figura 46: Protótipo de impressão utilizando o *software Autodesk fusion 360*, definindo as dimensões do suporte. a) Parte inferior do suporte, b) Parte superior do suporte.



Fonte. Autora da tese

Figura 47: Programação de impressão, a) Primeira camada sendo formada, b) Início do preenchimento *infill*.



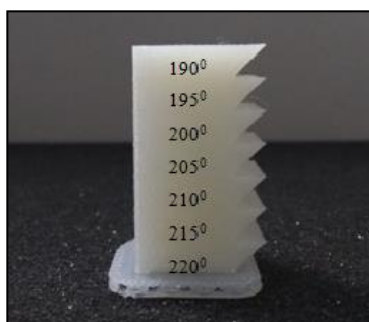
Fonte. Autora da tese

Para que as primeiras camadas de impressão não sejam afetadas diretamente é necessária uma configuração de distanciamento entre o bico extrusor e a plataforma de impressão. Se o bico extrusor está muito próximo da mesa pode ocorrer um impedimento da saída do material acarretando uma oclusão do bico extrusor. O efeito inverso também pode ocasionar um problema, pois se o bico extrusor está muito distante da plataforma de

impressão a peça pode mover-se suscitando um entortamento ou perda da peça que está sendo impressa. (Grieser, 2015; Silva, 2020). Visando esta possibilidade de ocorrência alguns testes de distanciamento foram efetuados para verificar qual melhor distância seria indicada nesta impressão. O manual da impressora indica usar uma distância entre o bico extrusor e a plataforma de impressão de 0,02 cm (RAISE 3D, 2019). Neste estudo foi utilizada uma distância de 0,03 cm.

Outro parâmetro analisado foi o aquecimento do bico extrusor que a peça seria impressa, pois é algo que também influencia no processo de impressão. Neste caso devemos levar em consideração o tipo de material que será utilizado. Para o suporte de dosímetros foi utilizado o PLA em toda a impressão. Craft e Howell (2017) indica uma temperatura 225 °C para o bico extrusor no caso de utilizar o PLA. Na figura 48 foi efetuado um teste de controle de qualidade do material com uma temperatura do bico extrusor indo de 190 °C a 220 °C que é o intervalo de temperatura de fusão do material.

Figura 48: Teste de temperatura do bico extrusor da impressora para o PLA.



Fonte. Autora da tese

A temperatura utilizada foi a de 205°, pois a peça demonstrou uma boa aderência sem nenhuma intercorrência capaz de prejudicar a peça impressa.

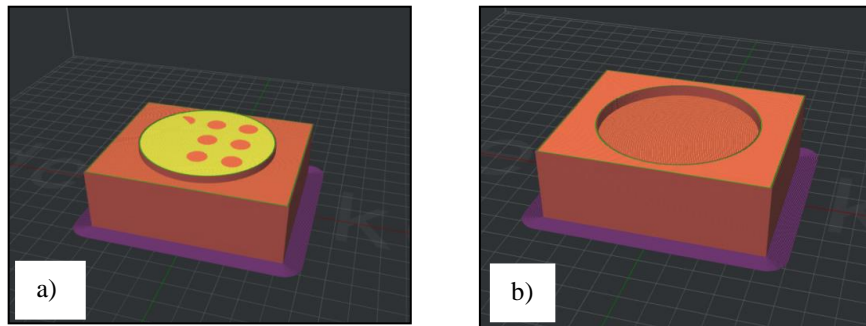
Com os parâmetros de impressão definidos foi efetuada a impressão de um suporte modelo a fim de averiguar se os padrões estabelecidos seriam suficientes para a impressão final da peça (Fig. 49 e 50). Os parâmetros de impressão estão descritos na tabela 4.

Tabela 4: Características técnicas de impressão para PLA.

Material	Cor	Densidade Nominal (g. cm ⁻³)	Temperatura de extrusão (°C)	Temperatura da mesa de impressão (°C)	Velocidade de impressão (mm.s ⁻¹)
PLA	Transparente	1,24	205	60	70

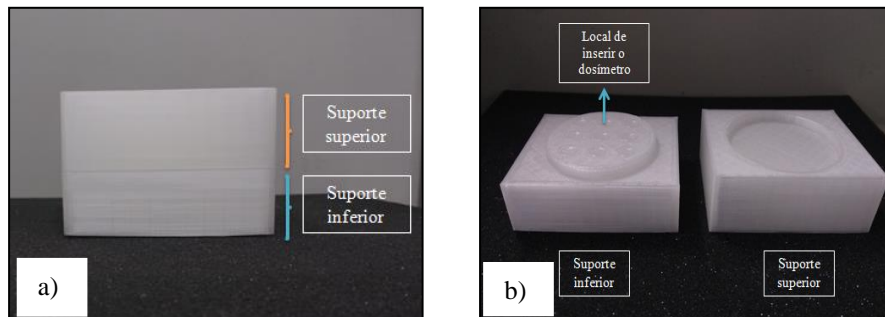
Fonte. Autora da tese

Figura 49: a) e b) Protótipo de impressão de uma peça teste.



Fonte. Autora da tese

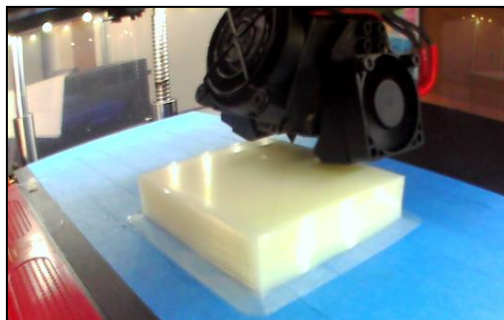
Figura 50: a) e b) Peça teste impressa com 15% de *infill*.



Fonte. Autora da tese

Com o modelo impresso foi possível alterar pequenas falhas, como dimensões de altura da peça para encaixar melhor no simulador e aumentar o diâmetro de inserir os dosímetros visando o tamanho do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e o $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$. Para utilizar o micro LiF foi necessária a impressão de um novo suporte devido às dimensões do μLiF , pois este ficaria livre para se mover dentro do suporte sem uma precisão das medidas (Fig. 51). No desenvolvimento do suporte inferior foi alterado apenas o diâmetro de inserção do micro LiF para que este pudesse estar simétrico de tal maneira no centro do simulador que é possível se fazer o estudo comparativo de desempenho dos três detectores utilizados neste estudo.

Figura 51: Impressão do suporte do μLiF .



Fonte. Autora da tese

6.3.10 Validação do simulador impresso em 3D por tomografia computadorizada

A análise de empregabilidade do simulador impresso em 3D foi efetuada através de uma tomografia computadorizada GE de quatro canais pertencente ao Hospital das Clínicas – FMUSP/INRAD (Fig. 52 (a)). Neste estudo os testes foram elaborados a partir da Unidade de Hounsfield (*Hounsfield Units – HU*), que são o número de TC que cada tecido apresenta em uma imagem, ou seja, são valores numéricos inerentes as propriedades de atenuação dos materiais. A metodologia adotou um estudo comparativo entre os resultados obtidos com o simulador da CIRS 711, o impresso em 3D, o Catphan® 604 (utilizado em controle de qualidade para TCs) e a Unidade Hounsfield apresentada em uma imagem do crânio.

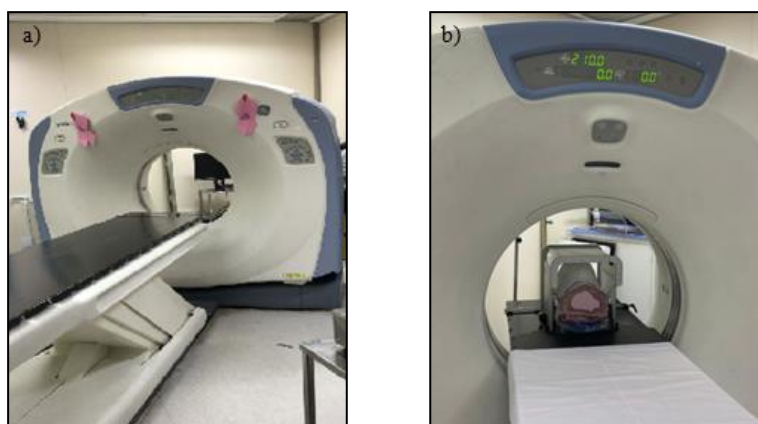
As imagens de TC do simulador do crânio (Fig. 52 (b)) foram adquiridas utilizando o protocolo para radiocirurgia com um incremento de 0,12 cm, ou seja, os cortes são mais finos do que uma tomografia padrão para imagens do crânio, isso ocorre devido as dimensões das lesões na maioria das vezes serem bem pequenas. Na tabela 5 é possível verificar os parâmetros utilizados para a aquisição da imagem.

Tabela 5: Parâmetros de aquisição das imagens tomográficas.

kV	mA	Incremento (cm)	t (s)	mAs
120	10	0,12	48	200

Fonte. Autora da tese

Figura 52: a) Tomógrafo computadorizado GE 4 canais, pertencente ao Hospital das Clínicas FMUSP/ INRAD. b) Imagem do simulador sendo realizada pelo TC.



Fonte. Autora da tese

Posteriormente à aquisição das imagens, o arquivo (DICOM) foi analisado através do *software Philips intelligispace (pacs) media Viewer*, onde foi efetuada a verificação dos

números de TC para o simulador impresso em 3D nos tecidos moles e ósseo, e a medição de ar em determinadas regiões do simulador.

6.3.11 Simulação e planejamento radioterápico do simulador impresso em 3D

O tratamento radioterápico é um procedimento bastante complexo por envolver uma gama de métodos direcionados ao paciente. Neste estudo adotamos uma metodologia semelhante a condições reais de tratamento. Em primeira instância foi efetuada a simulação, onde são definidos os acessórios de imobilização e posicionamento do paciente (neste caso o simulador do crânio), em seguida foi realizada a aquisição de imagens por tomografia computadorizada (TC). Subsequente foi efetuado o planejamento onde foi feito o delineamento das estruturas e cálculo de dose. Realizadas as etapas anteriores, o *setup* foi efetivado (localização da região de tratamento no AL), finalizadas todas as etapas anteriores, o processo de tratamento (irradiação do simulador do crânio) pôde ser executado. Nas figuras 53, 54, 55 e 56 podemos verificar as etapas de todos os métodos realizados com o simulador impresso em 3D.

1) Simulação utilizando o simulador impresso em 3D;

Figura 53: Máscara termoplástica estereotóxica tipo B (Oxigen).

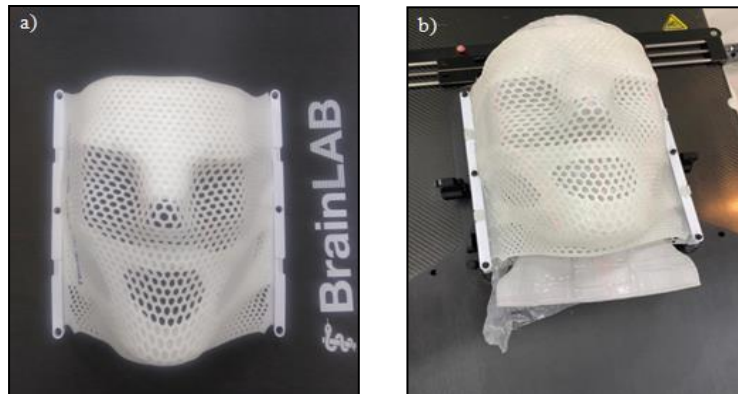


Figura 54: Modelagem da máscara termoplástica no simulador.



Fonte. Autora da tese

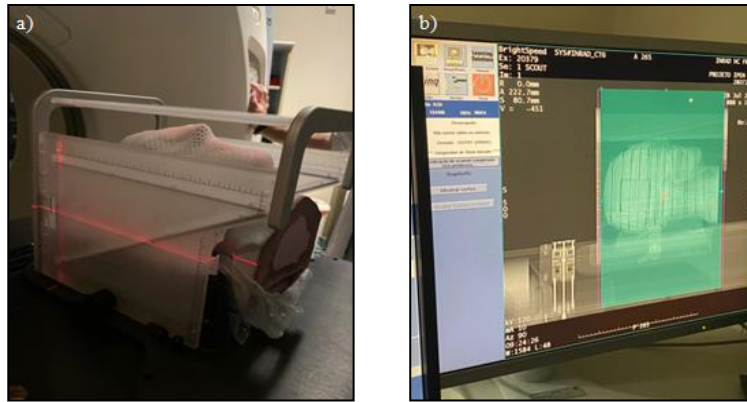
Figura 55: a) Máscara já modelada, b) Simulador com máscara termoplástica com reforço própria para procedimentos como radiocirurgia.



Fonte. Autora da tese

2) Aquisição das imagens por TC;

Figura 56: a) Aquisição da imagem do simulador, b) *Scout* (Programação da imagem).



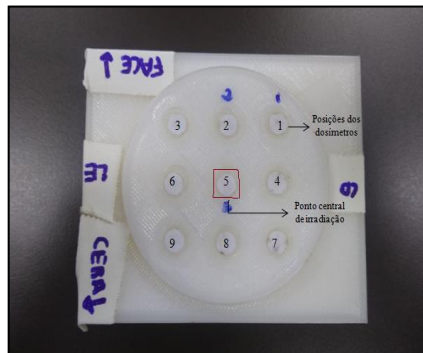
Fonte. Autora da tese

3) Planejamento e cálculo de dose;

As imagens subsequentes demonstram como foram realizadas as configurações de planejamento, inserção dos campos e cálculo de dose.

A Figura 57 apresenta o acessório para posicionar os dosímetros termoluminescentes. O número 5 no centro do acessório foi definido como ponto central (Simulando uma região tumoral - PTV), e os pontos 1, 2 e 4 a verificação de dose nos órgãos em risco - OAR.

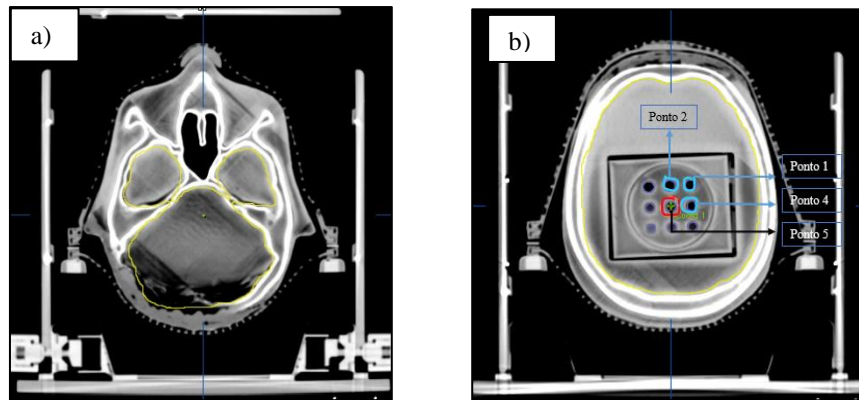
Figura 57: Acessório para posicionar os TLDs. (Ponto 5 - Dose de referência - PTV).



Fonte. Autora da tese

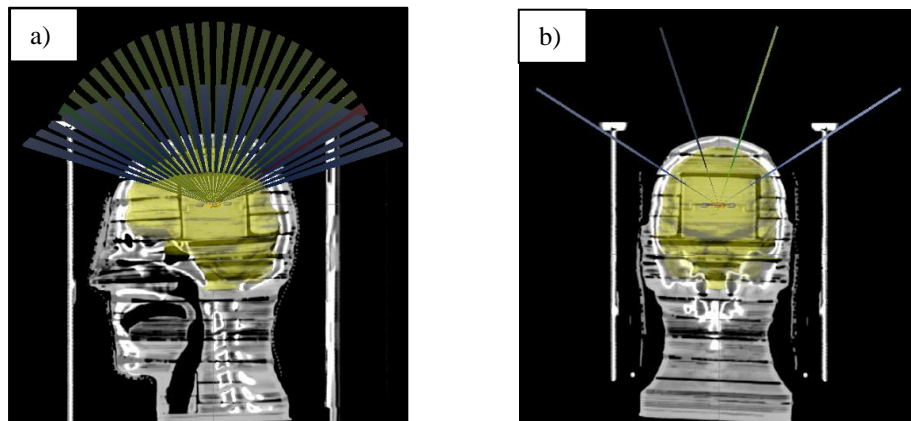
As figuras 58 a 62 apresentam o planejamento e a inserção dos campos de irradiação para o tratamento de radiocirurgia.

Figura 58: a) Imagem tomográfica do simulador em corte axial com delineamento de estruturas, b) delineamento dos pontos de irradiação.



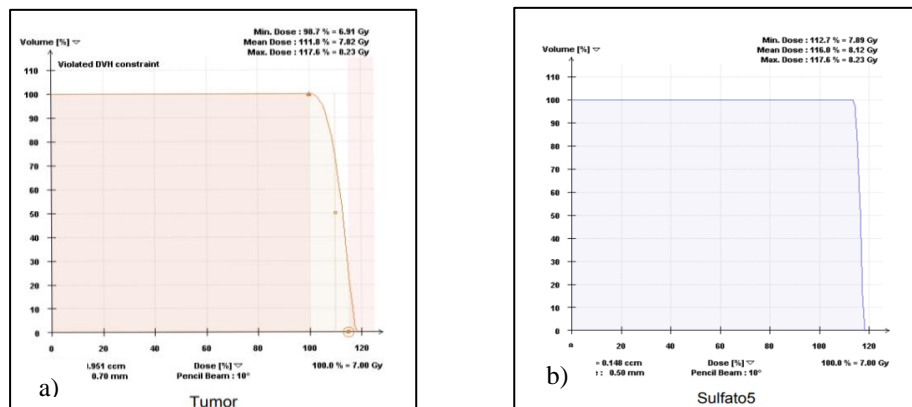
Fonte. Autora da tese

Figura 59: a) e b) Inserção dos 4 campos de tratamento.



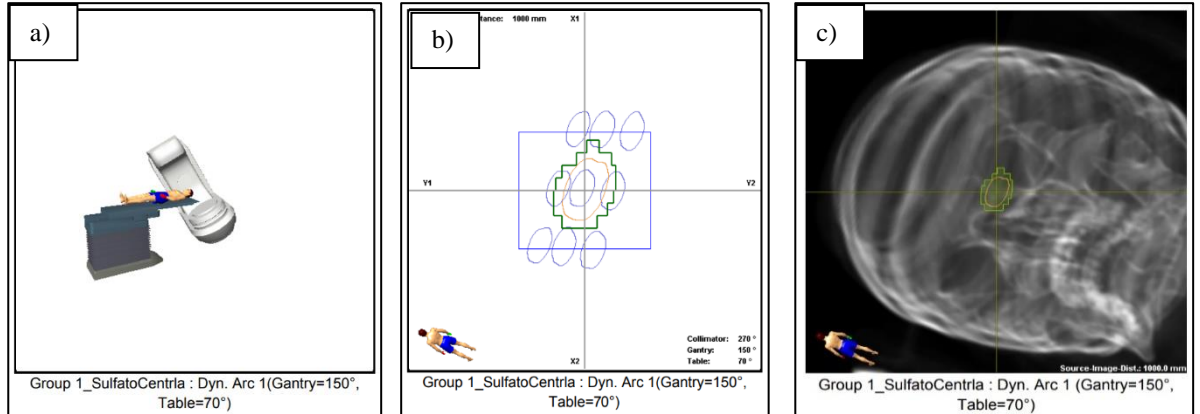
Fonte. Autora da tese

Figura 60: Análise da dose depositada no volume alvo. a) Histograma demonstrando a dose no volume tumoral. b) Histograma demonstrando a dose no ponto 5 (Ponto planejado - PTV).



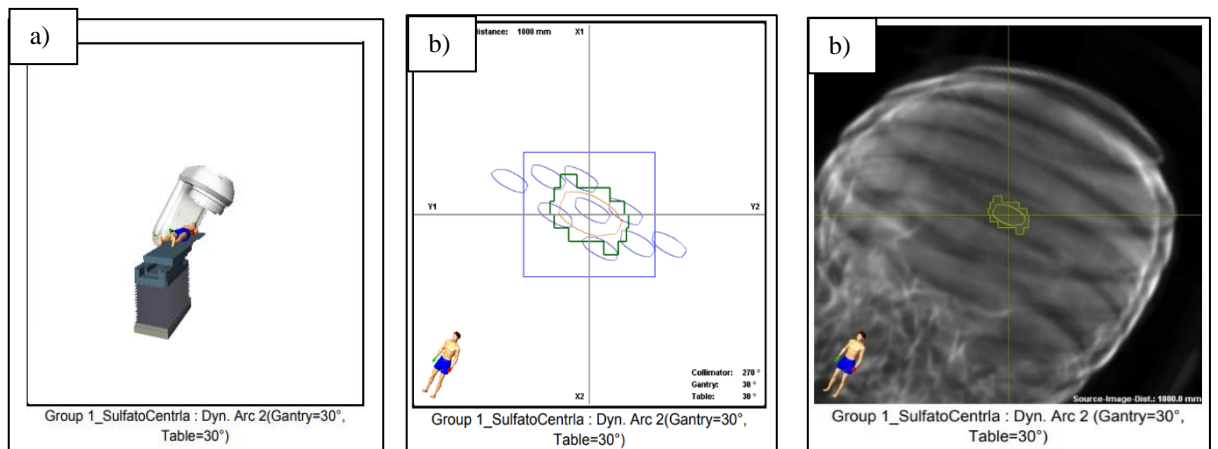
Fonte. Autora da tese

Figura 61: a) Posicionamento do paciente com o *gantry* a 150° e mesa com 70°, b) BEV: Possibilita a visualização do campo conformado para distintos cortes tomográficos, c) DRR: Verificação do posicionamento.



Fonte. Autora da tese

Figura 62: a) Posicionamento do paciente com o *gantry* a 30° e mesa com 30°, b) BEV: Possibilita a visualização do campo conformado para distintos cortes tomográficos, c) DRR: Verificação do posicionamento.



Fonte. Autora da tese

6.3.12 Aplicação clínica utilizando objeto simulador impresso em 3D

Após a realização do planejamento o simulador foi submetido à irradiação com uma dose de 7 Gy, utilizando a técnica de radiocirurgia 3D em arco dinâmico. O simulador foi posicionado conforme o planejado e colocada à máscara termoplástica para imobilização (Fig. 63). Para os campos de irradiação foram efetuadas imagens radiográficas utilizando o *Exactrac®* (radioterapia guiada por imagem – IGRT). O *Exactrac®* é um sistema de monitoramento baseado em raios-X, essa tecnologia assegura uma precisão submilimétrica durante o tratamento de radiocirurgia independente do ângulo da mesa ou posição do *gantry*,

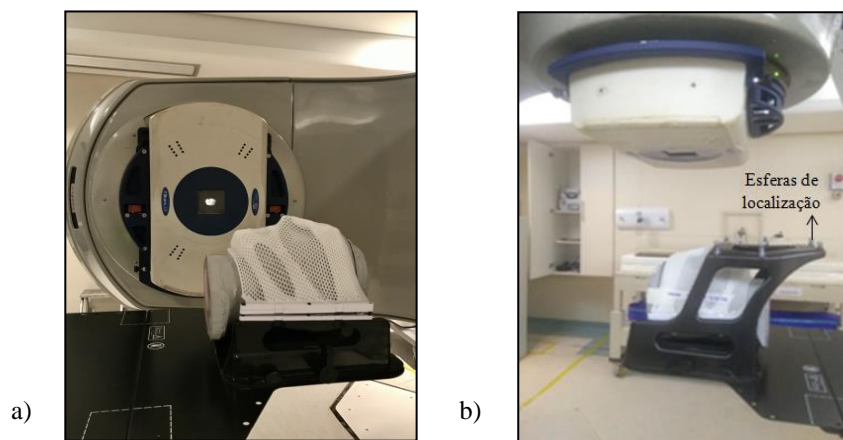
podendo assim detectar potenciais movimentos do paciente, desalinhamentos ou possíveis deslocamentos anatômicos internos, ou seja, tem com objetivo a verificação do isocentro de tratamento conforme protocolo para radiocirurgia (Almeida et al, 2016; BrainLab, 2021). Com o intuito de diminuir a variação estatística o procedimento de simulação do tratamento foi realizado três vezes para cada grupo de detectores. Os parâmetros de irradiação estão descritos na tabela 6.

Tabela 6: Parâmetros de irradiação do simulador.

	Ângulo da mesa	Início do gantry [°]	Final do gantry [°]	Ângulo do colimador [°]	X1 [cm]	X2 [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	UM/min
Arco dinâm. 1	70	30	150	270	1,4	1,4	1,6	1,6	302
Arco dinâm. 2	30	150	30	270	1,4	1,4	1,6	1,6	310
Arco dinâm. 3	330	330	210	270	1,4	1,4	1,6	1,6	311
Arco dinâm. 3	290	210	330	270	1,4	1,4	1,6	1,6	300

Fonte. Autora da tese

Figura 63: a) Posicionamento do simulador com a máscara termoplástica para radiocirurgia, b) Simulador com o framelle (Sistema *Exactrac*).



Fonte. Autora da tese

7.RESULTADOS E DISCUSSÕES

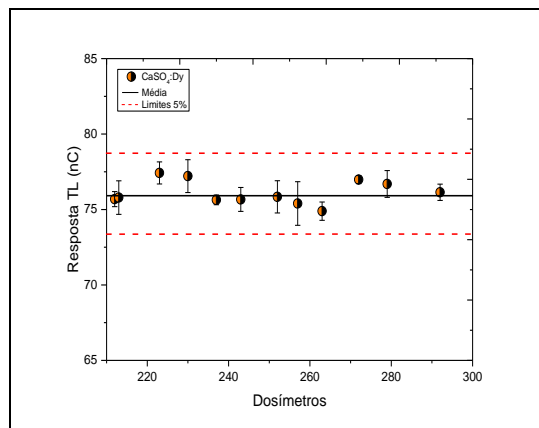
7. RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1 Seleção dos dosímetros termoluminescentes

Os dosímetros foram selecionados com o intuito de obter um lote mais homogêneo e com limites de aceitação dentro de $\pm 5\%$. As figuras 64 e 65 demonstram a sensibilidade média de cinco leituras com coeficiente de variação dentro de $\pm 1\%$ para o sulfato de cálcio e $\pm 2,5\%$ para o LiF.

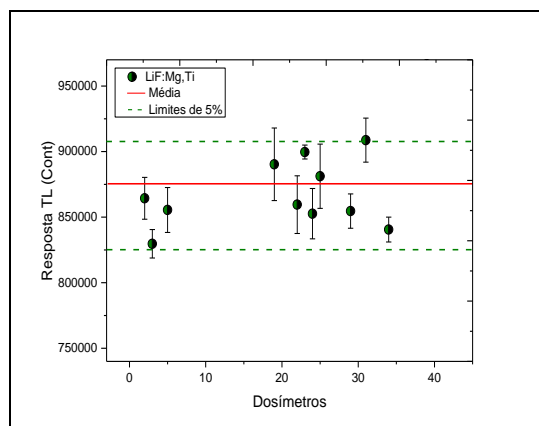
O μLiF apresentou um coeficiente de variação para média de cinco leituras dentro de $\pm 3\%$. Os dosímetros μLiF demonstraram uma boa repetibilidade, porém eles não apresentaram respostas dentro da mesma sensibilidade, como é possível observar na figura 66.

Figura 64: Seleção dos dosímetros avaliada pela sensibilidade média de quatro leituras (CaSO₄:Dy).



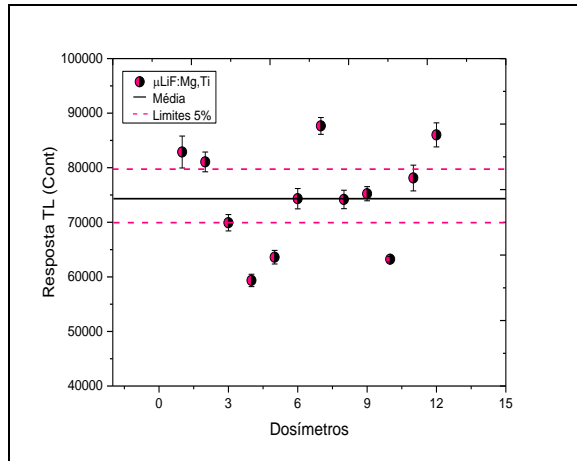
Fonte. Autora

Figura 65: Seleção dos dosímetros avaliada pela sensibilidade média de quatro leituras (LiF:Mg,Ti).



Fonte. Autora

Figura 66: Seleção dos dosímetros avaliada pela sensibilidade média de quatro leituras ($\mu\text{LiF:Mg,Ti}$).



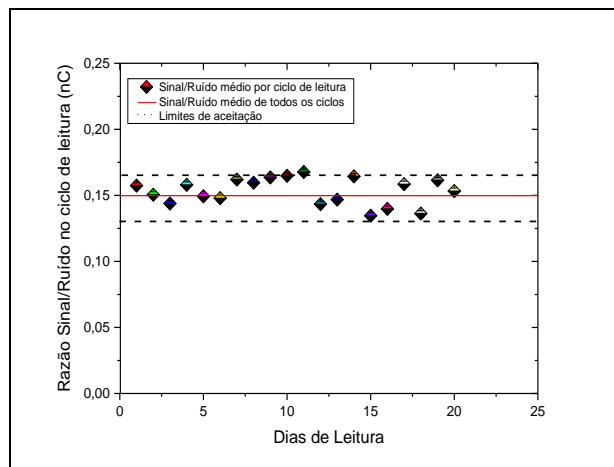
Fonte. Autora da tese

7.2 Testes de estabilidade da Leitora TL Harshaw 4500

As figuras 67 e 68 apresentam os valores médios obtidos para a luz de referência (*Reference Light*) e a razão sinal ruído (*PMT Noise*) da leitora 4500. Ambos os valores demonstraram uma concordância dentro dos limites de aceitação de $\pm 5\%$. Os testes demonstraram uma boa estabilidade da leitora TL Harshaw 4500.

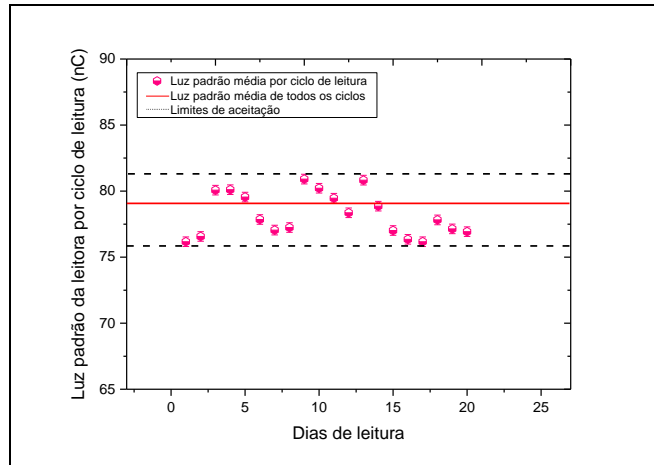
Os testes feitos para a razão sinal ruído apresentaram um DPM de 0,002 nC e coeficiente de variação de $\pm 1\%$. Para a luz de referência o DPM foi de 0,364 nC e coeficiente de variação de $\pm 0,5\%$.

Figura 67: Teste de estabilidade da leitora 4500 "*PMT Noise*".



Fonte. Autora da tese

Figura 68: Teste de estabilidade da leitora 4500 “Reference Light”.



Fonte. Autora da tese

7.3 Aplicações clínicas

7.3.1 Caracterização do sistema dosimétrico

As curvas de resposta em função da dose são apresentadas nas figuras 69, 70, 71 os pontos apresentados nas curvas caracterizam a média das leituras. As curvas de resposta em função da dose para feixes clínicos de fótons demonstraram um comportamento linear até 2 Gy e a partir das doses de 4 Gy os resultados demonstram uma tendência a supralinearidade. Para se obter o coeficiente de calibração os valores foram extraídos das tabelas 7, 8 e 9. Os valores foram relativos à dose de 0,8 Gy (Resp./Dose). As tabelas e gráficos abaixo demonstram a resposta obtida pelos dosímetros e o cálculo da resposta TL considerando que os valores fossem lineares no intervalo de dose estudado.

Tabela 7: Dados da curva dose resposta em μC ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$).

$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	0,8 Gy	1 Gy	2 Gy	4 Gy	6 Gy	8 Gy	10 Gy
Resp. TL (μC)	0,53	0,67	1,29	2,71	4,03	5,82	7,63
Linear	0,53	0,66	1,32	2,640	3,96	5,28	6,62
Relação	1,00	1,03	0,98	1,02	1,02	1,10	1,15
Dif %	-	3	-	2	2	10	15

Fonte. Autora da tese

Tabela 8: Dados da curva dose resposta em contagem (LiF:Mg,Ti).

LiF:Mg,Ti	0,8 Gy	1 Gy	2 Gy	4 Gy	6 Gy	8 Gy	10 Gy
Resp. TL (Cont)	0,53	0,66	1,21	3,07	4,94	7,01	8,77
Linear	0,53	0,66	1,32	2,64	3,96	5,28	6,62
Relação	1	1	0,92	1,16	1,24	1,32	1,32
Dif %	-	-	7	15	23	31	31

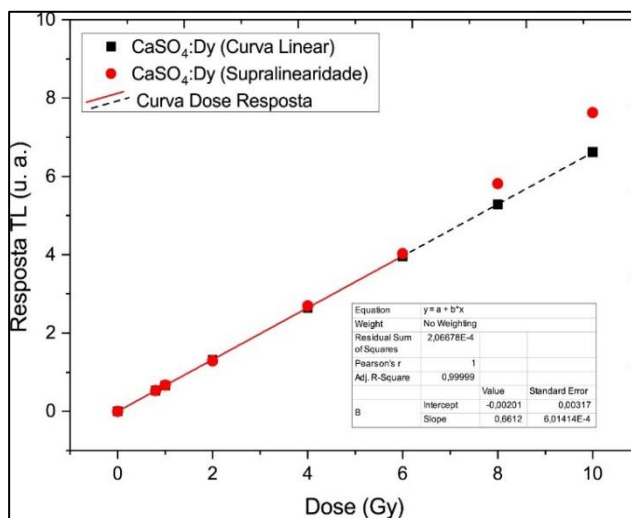
Fonte. Autora da tese

Tabela 9: Dados da curva dose resposta em contagem (μ LiF:Mg,Ti).

μ LiF:Mg,Ti	0,8 Gy	1 Gy	2 Gy	4 Gy	6 Gy	8 Gy	10 Gy
Resp. TL (Cont)	1,52	1,82	4,07	8,41	13,5	16,6	20,1
Linear	1,52	1,82	3,64	7,28	10,92	14,56	18,2
Relação	1	1	1,11	1,15	1,23	1,14	1,1
Dif %	-	-	11	15	23	14	10

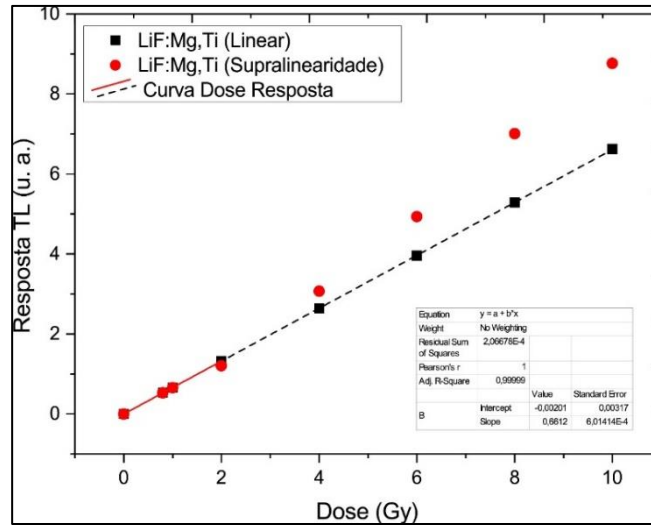
Fonte. Autora da tese

Figura 69: Curva de resposta em função da dose - CaSO₄:Dy.



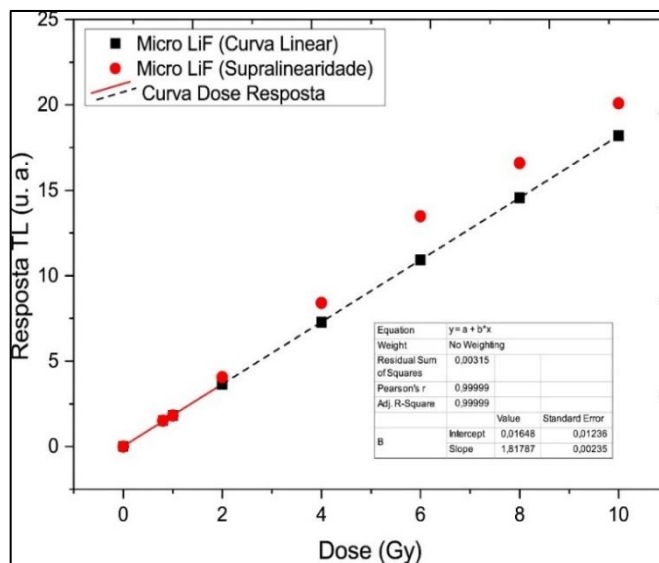
Fonte. Autora da tese

Figura 70: Curva de resposta em função da dose - LiF:Mg,Ti.



Fonte. Autora da tese

Figura 71: Curva de resposta em função da dose - μ LiF:Mg,Ti.



Fonte. Autora da tese

7.3.2 Sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes

Considerando que os resultados obtidos com os TLDs estão sendo analisados em doses que estão na região de supralinearidade, nas tabelas abaixo são apresentadas a sensibilidade média nas doses de 7 e 9 Gy. Essa avaliação ocorreu pela viabilidade da

dosimetria de campos pequenos para avaliação do coeficiente de variação dos dosímetros devido a utilização de doses relativamente altas que é utilizado na radiocirurgia.

Nas tabelas 10, 11 e 12 é possível verificar que os dosímetros apresentaram um coeficiente de variação dentro de $\pm 5\%$, garantindo condições adequadas para aplicações clínicas.

Tabela 10: Sensibilidade média dos dosímetros TL em feixes clínicos de fótons (CaSO₄:Dy).

TLD (CaSO ₄ :Dy)	Dose (Gy) ₁	Reposta TL (μ C) ₁	Dose (Gy) ₂	Reposta TL (μ C) ₂	Sensibilidade (μ C/Gy) ₁	Sensibilidade (μ C/Gy) ₂	Média (μ C/Gy)	DP (μ C/Gy)	CV %
21	7,0	48,55	9,0	62,74	6,94	6,97	6,95	0,02	0,3
213	7,0	45,36	9,0	59,22	6,48	6,58	6,53	0,05	0,8
223	7,0	49,67	9,0	63,29	7,10	7,03	7,06	0,03	0,4
230	7,0	45,45	9,0	63,15	6,49	7,02	6,75	0,26	3,9
237	7,0	49,22	9,0	62,34	7,03	6,93	6,98	0,05	0,8
243	7,0	45,47	9,0	61,57	6,50	6,84	6,67	0,17	2,6
252	7,0	51,45	9,0	64,28	7,35	7,14	7,25	0,10	1,4
257	7,0	45,66	9,0	57,77	6,52	6,42	6,47	0,05	0,8
263	7,0	48,45	9,0	62,18	6,92	6,91	6,92	0,01	0,1
278	7,0	49,20	9,0	60,18	7,03	6,69	6,86	0,17	2,5
279	7,0	39,38	9,0	52,32	5,63	5,81	5,72	0,09	1,6
292	7,0	55,39	9,0	68,92	7,91	7,66	7,79	0,13	1,6

*DPM – Desvio padrão da média; CV – Coeficiente de Variação

Fonte. Autora da tese

Tabela 11: Sensibilidade média dos dosímetros TL em feixes clínicos de fótons (LiF:Mg,Ti).

TLD LiF:Mg;Ti	Dose (Gy) ₁	Resposta TL (Cont) ₁	Dose (Gy) ₂	Resposta TL (Cont) ₂	Sensibilidade (Cont/Gy) ₁	Sensibilidade (Cont/Gy) ₂	Média (Cont/Gy)	DPM (Cont/Gy)	CV %
3	7,0	366506	9,0	499407	52358,00	55489,67	53923,83	1565,83	2,9
5	7,0	406954	9,0	531710	58136,29	59078,89	58607,59	471,30	0,8
8	7,0	407449	9,0	498835	58207,00	55426,11	56816,56	1390,44	2,4
19	7,0	444078	9,0	575702	63439,71	63966,89	63703,30	263,59	0,4
22	7,0	430414	9,0	576082	61487,71	64009,11	62748,41	1260,70	2,0
23	7,0	434621	9,0	583346	62088,71	64816,22	63452,47	1363,75	2,1
24	7,0	453151	9,0	586518	64735,86	65168,67	64952,26	216,40	0,3
25	7,0	412169	9,0	572427	58881,29	63603,00	61242,14	2360,86	3,9
29	7,0	435062	9,0	608599	62151,71	67622,11	64886,91	2735,20	4,2
31	7,0	425800	9,0	585760	60828,57	65084,44	62956,51	2127,94	3,4
34	7,0	430108	9,0	609176	61444,00	67686,22	64565,11	3121,11	4,8
39	7,0	466552	9,0	619665	66650,29	68851,67	67750,98	1100,69	1,6

*DPM – Desvio padrão da média; CV – Coeficiente de Variação

Fonte. Autora da tese

Tabela 12: Sensibilidade média dos dosímetros TL em feixes clínicos de fótons ($\mu\text{LiF:Mg,Ti}$).

TLD μLiF	Dose (Gy) ₁	Resposta Cont ₁	Dose (Gy) ₂	Resposta Cont ₂	Sensibilidade (Cont/Gy) ₁	Sensibilidade (Cont/Gy) ₂	Média (Cont/Gy)	DPM (Cont/Gy)	CV %
1	7,0	1358442	9,0	1718860	194063,14	190984,44	192523,79	1539,35	0,8
2	7,0	1419795	9,0	1742637	202827,86	193626,33	198227,10	4600,76	2,3
3	7,0	1239308	9,0	1513274	177044,00	168141,56	172592,78	4451,22	2,6
4	7,0	1175108	9,0	1459294	167872,57	162143,78	165008,17	2864,40	1,7
5	7,0	1537608	9,0	1900354	219658,29	211150,44	215404,37	4253,92	2,0
6	7,0	994489	9,0	1326778	142069,86	147419,78	144744,82	2674,96	1,8
7	7,0	1082079	9,0	1335334	154582,71	148370,44	151476,58	3106,13	2,1
8	7,0	1028002	9,0	1354825	146857,43	150536,11	148696,77	1839,34	1,2
9	7,0	1221313	9,0	1420271	174473,29	157807,89	166140,59	8332,70	5,0
10	7,0	1187924	9,0	1409697	169703,43	156633,00	163168,21	6535,21	4,0
11	7,0	1368838	9,0	1696873	195548,29	188541,44	192044,87	3503,42	1,8
12	7,0	1611015	9,0	2237113	230145,00	248568,11	239356,56	9211,56	3,8

*DPM – Desvio padrão da média; CV – Coeficiente de Variação.

Fonte. Autora da tese

7.3.3 Sensibilidade intrínseca dos dosímetros termoluminescentes

Com a finalidade de calcular a sensibilidade intrínseca dos detectores foi efetuada uma análise de cada detector levando em consideração a massa do material. A eficiência intrínseca é definida como (Furetta, 2003):

$$S_i = \frac{R}{D.m} \quad (7)$$

Onde: R = Resposta TL;

D = Dose;

m = massa do detector

Nas tabelas 13,14,e 15 é possível observar a sensibilidade intrínseca calculada para os detectores $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, LiF:Mg,Ti e $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$.

Tabela 13: Sensibilidade intrínseca individual CaSO₄:Dy.

CaSO ₄ :Dy	Sensibilidade Média (μC/Gy)	Massa (mg)	Sensibilidade Intrínseca (μC/Gy.mg)
21	7,5	50,1	377,8
213	7,4	49,8	368,7
223	7,5	50,4	377,6
230	7,4	50,0	368,6
237	7,4	50,8	374,8
243	7,3	50,3	365,5
252	7,6	49,8	377,3
257	6,9	51,3	353,6
263	7,6	51,0	385,3
272	7,2	51,4	368,0
279	6,4	52,1	332,8
292	8,1	51,9	420,8

Fonte. Autora da tese

Tabela 14: Sensibilidade intrínseca individual LiF:Mg,Ti.

LiF:Mg,Ti	Sensibilidade Média (Cont/Gy)	Massa (mg)	Sensibilidade Intrínseca (Cont/Gy.mg)
3	52358,0	23,2	1214705,6
5	58136,3	24,4	1418525,4
8	58207,0	24,4	1420250,8
19	63439,7	24,0	1522553,1
22	61487,7	24,1	1481853,9
23	62088,7	24,5	1521173,5
24	64735,9	23,2	1501871,9
25	58881,3	23,7	1395486,5
29	62151,7	23,8	1479210,8
31	60828,6	24,3	1478134,3
34	61444,0	23,9	1468511,6
39	66650,3	24,2	1612936,9

Fonte. Autora da tese

Tabela 15: Sensibilidade intrínseca individual μLiF .

$\mu\text{LiF:Mg,Ti}$	Sensibilidade Média (Cont/Gy)	Massa (mg)	Sensibilidade Intrínseca (Cont/Gy.mg)
1	194063,1	2,6	504564,2
2	202827,9	2,6	527352,4
3	177044,0	2,7	478018,8
4	167872,6	2,7	453255,9
5	219658,3	2,6	571111,5
6	142069,9	2,8	397795,6
7	154582,7	2,7	417373,3
8	146857,4	2,8	411200,8
9	174473,3	2,7	471077,9
10	169703,4	2,8	475169,6
11	195548,3	2,8	547535,2
12	230145,0	2,8	644406,0

Fonte. Autora da tese

Considerando os resultados obtidos na tabela 13, é possível concluir que o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ apresentou respostas muito próximas, com um DPM de 5,91 ($\mu\text{C}/\text{Gy.mg}$) e coeficiente de variação de $\pm 2\%$.

O LiF:Mg,Ti apresentou DPM 27753,7 (Cont/Gy.mg) com o coeficiente de variação de $\pm 2\%$ demonstrando concordância entre si.

Na tabela 15 o μLiF demonstrou uma variação nos seus valores, ou seja, apresenta valores que não estão dentro da mesma sensibilidade, isso porque a sua massa difere de detector para detector, como é possível observar na figura 66. O μLiF apresentou um DPM de 20846,8 (Cont/Gy.mg) e um coeficiente de variação de $\pm 4\%$.

De acordo com o TG-51 ($\pm 5\%$) os valores demonstraram um desempenho adequado para a utilização na dosimetria de feixes clínicos de fótons, por estarem dentro dos limites aceitáveis.

7.3.4 Determinação do fator campo utilizando os dosímetros termoluminescentes

Para feixes pequenos, o volume do detector, ou seja, as dimensões relativas do detector, em comparação com o tamanho do campo de radiação desempenham um papel muito importante (Azangwe, 2014). A norma DIN 6809-8 sobre dosimetria de campos pequenos de fótons usa um campo intermediário de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, é um tamanho de campo para vincular com o convencional $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para determinação dos fatores de saída para feixes

do acelerador linear (Azangwe, 2014). Nas tabelas 16, 17 e 18 é possível observar a média das leituras dos detectores normalizadas para o campo intermediário de 4 x 4 cm².

As respostas TL normalizadas para o campo de 4 x 4 cm² também são representadas graficamente na imagem 72. As medidas apresentaram incertezas baixas devido à repetibilidade das medidas dosimétricas. Os campos medidos não apresentaram coeficiente de variação maior que ± 4%.

Tabela 16: (CaSO₄:Dy) - Média das leituras relativo ao campo de 4 x 4 cm².

Campo (cm²)	Média TL (μC)	DPM (μC)	Rel. 4 x 4 cm²	CV %
9,8 X 9,8	7,374	0,207	0,999	2,9
5 X 5	7,386	0,111	1,000	1,5
4 X 4	7,383	0,279	1,000	3,8
3 X 3	8,487	0,137	1,150	1,6
2 X 2	8,566	0,188	1,160	2,2
1 x 1	8,293	0,171	1,123	2,1

Fonte. Autora da tese

Tabela 17: (LiF:Mg,Ti) - Média das leituras TL relativo ao campo de 4 x 4 cm².

Campo (cm²)	Média TL (Cont)	DPM (Cont)	Rel. 4 x 4 cm²	CV %
9,8 X 9,8	3800223	70024	1,015	1,8
5 X 5	3833808	71644	1,024	1,9
4 X 4	3745341	101684	1,000	2,7
3 X 3	3195896	21990	0,853	0,7
2 X 2	3184649	68778	0,850	2,2
1 x 1	2502347	60929	0,668	2,4

Fonte. Autora da tese

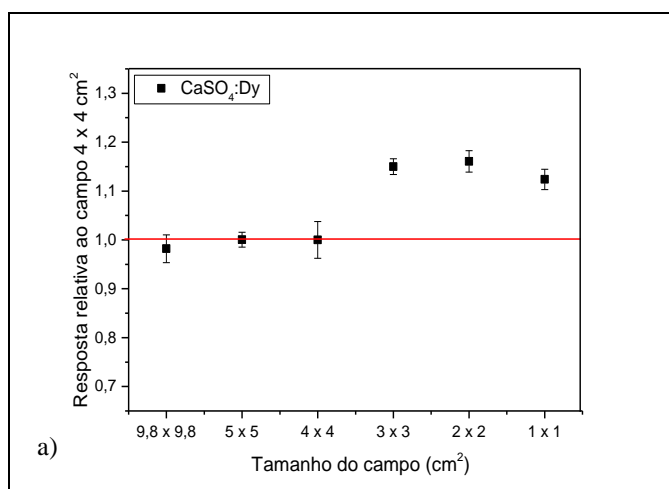
Tabela 18: (μLiF:Mg,Ti) - Média das leituras TL relativo ao campo de 4 x 4 cm².

Campo (cm²)	Média TL (Cont)	DPM (Cont)	Rel. 4 x 4 cm²	CV %
9,8 X 9,8	284401	9213	1,010	3,2
5 X 5	282590	3501	1,004	1,2
4 X 4	281566	7342	1,000	2,6
3 X 3	246076	5197	0,874	2,1
2 X 2	197843	5931	0,703	3,0
1 x 1	176319	1299	0,626	0,7
0,5 X 0,5	179490	2135	0,637	1,2

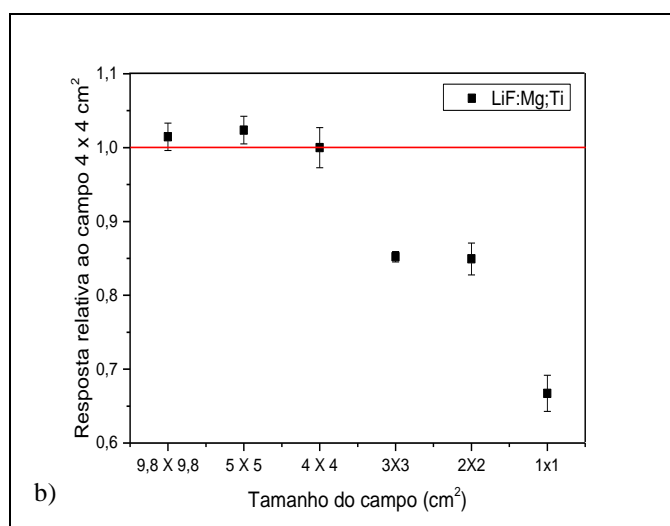
Fonte. Autora da tese

Os dosímetros apresentaram comportamento linear para os campos de 9,8 x 9,8 cm², 5 x 5 cm² e 4 x 4 cm². Os detectores não apresentaram diferença na resposta em função da redução do campo. O LiF e o μ LiF mostraram um declínio nos valores para campos menores que 4 x 4 cm², essa característica é prevista devido ao tamanho reduzido dos campos e a fluência de fótons incidentes.

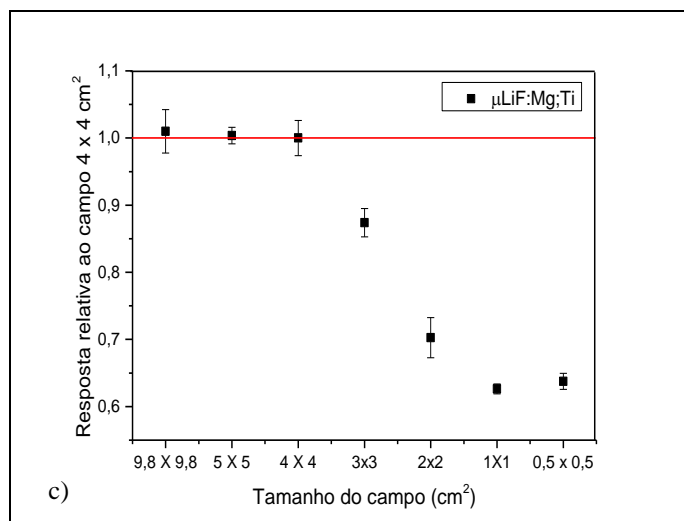
Figura 72: Fator de campo normalizado para o campo intermediário de 4 x 4 cm²: a) CaSO₄:Dy, b) LiF:Mg,Ti, c) μ LiF:Mg,Ti.



Fonte. Autora da tese



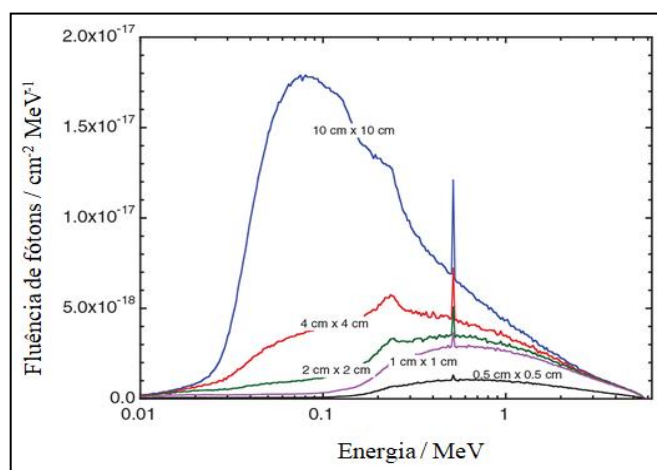
Fonte. Autora da tese



Fonte. Autora da tese

Dentre os detectores estudados na dosimetria de campos pequenos o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ apresentou um comportamento supralinear da resposta, enquanto a tendência esperada era que houvesse um declínio pela diminuição do tamanho dos campos. O $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ é um material que tem um número atômico efetivo relativamente alto (15,3) devido a esse fato ele apresenta forte dependência energética na região de efeito fotoelétrico (Campos e Lima, 1986). Quando os campos têm um diâmetro menor, a fluência de fótons é maior. O gráfico (Fig. 73) demonstra o efeito causado nos campos quando estes são menores que $4 \times 4 \text{ cm}^2$, quanto menor for o tamanho do campo maior será a energia do fóton incidente. Isso justifica a resposta da dose absorvida do sulfato por apresentar dependência energética e como característica do material a resposta tende a ser supralinear.

Figura 73: Modelo representativo do código de Monte Carlo da fluência de fótons.



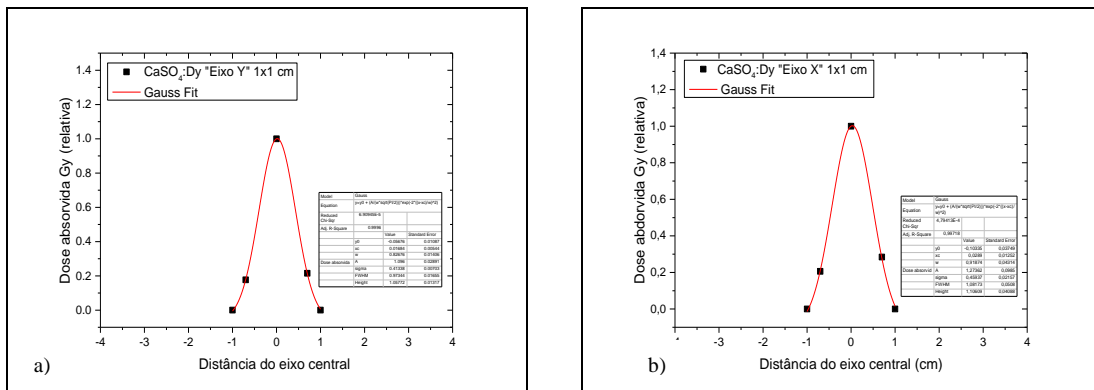
Fonte. Adaptado de Benmakhlouf et al, 2014

7.3.5 Perfil do feixe de radiação aproximado para uma gaussiana

Nas figuras 74 a 80 são apresentados os dados analisados para os perfis dos feixes de tamanhos de campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ e $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, medidos nos sentidos *inline* e *crossline* em uma profundidade de 1,5 cm, utilizando três detectores distintos. Os valores dos perfis foram aproximados para uma função gaussiana, tendo como objetivo uma aproximação para a razão perfil lateral, sendo efetuado em uma determinada profundidade e sendo normalizado para o valor do eixo central. É possível verificar que os valores para o campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ a distribuição gaussiana não forma uma curva simétrica em torno do ponto médio, ou seja, para os campos acima de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ é difícil de aproximar para uma função gaussiana devido as características do campo.

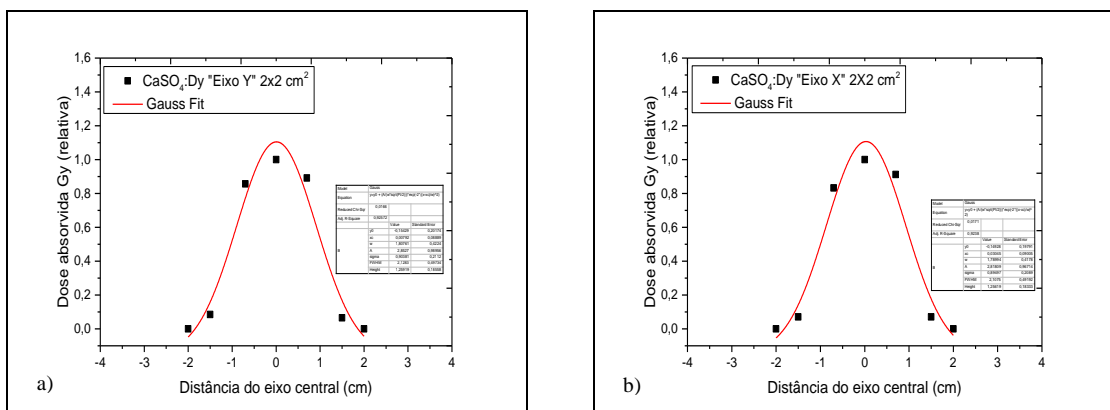
Nas figuras 74 e 75 são apresentados os perfis do feixe do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ aproximados para uma gaussiana.

Figura 74: $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ - a) Eixo *inline* Y, b) Eixo *crossline* X.



Fonte. Autora da tese

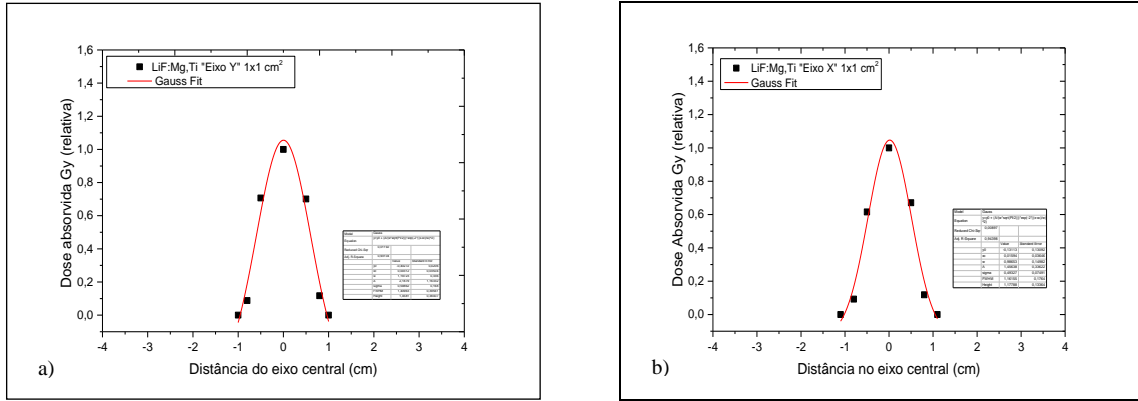
Figura 75: $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ - a) Eixo *inline* Y, b) Eixo *crossline* X.



Fonte. Autora da tese

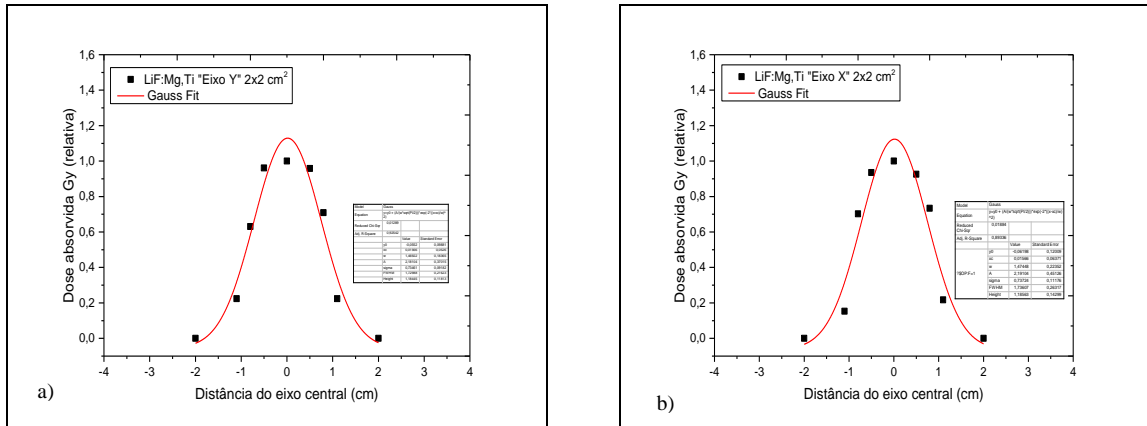
Nas figuras 76 e 77 são apresentados os perfis do feixe do LiF:Mg,Ti aproximados para uma gaussiana.

Figura 76: LiF:Mg,Ti campo 1 x 1 cm² - a) Eixo *inline* Y, b) Eixo *crossline* X.



Fonte. Autora da tese

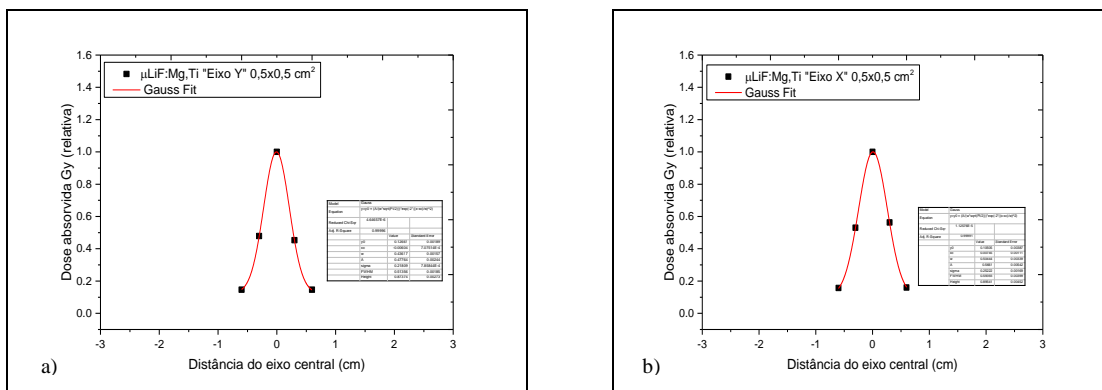
Figura 77: LiF:Mg,Ti campo 2 x 2 cm² - a) Eixo *inline* Y, b) Eixo *crossline* X.



Fonte. Autora da tese

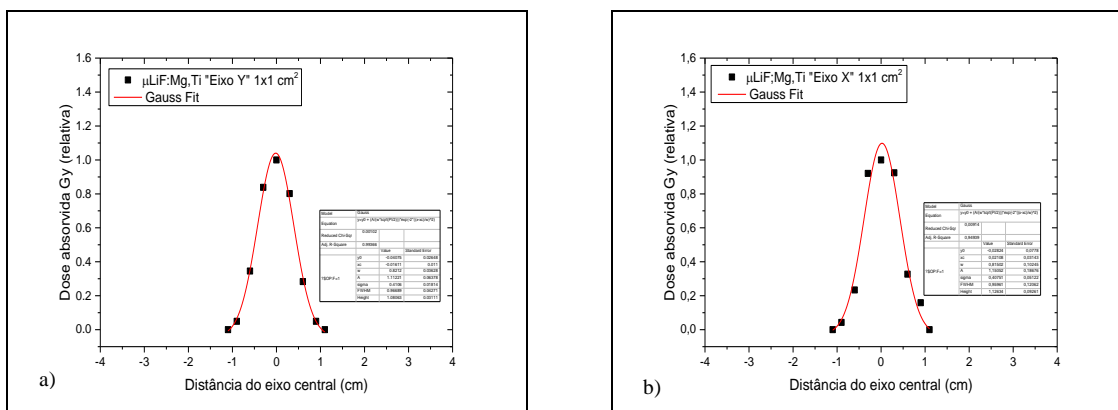
Nas figuras 78, 79 e 80 são apresentados os perfis do feixe do μ LiF:Mg,Ti dos campos 0,5 x 0,5 cm², 1 x 1 cm² e 2 x 2 cm² aproximados para uma gaussiana.

Figura 78: $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ campo $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ - a) Eixo *inline* Y, b) Eixo *crossline* X.



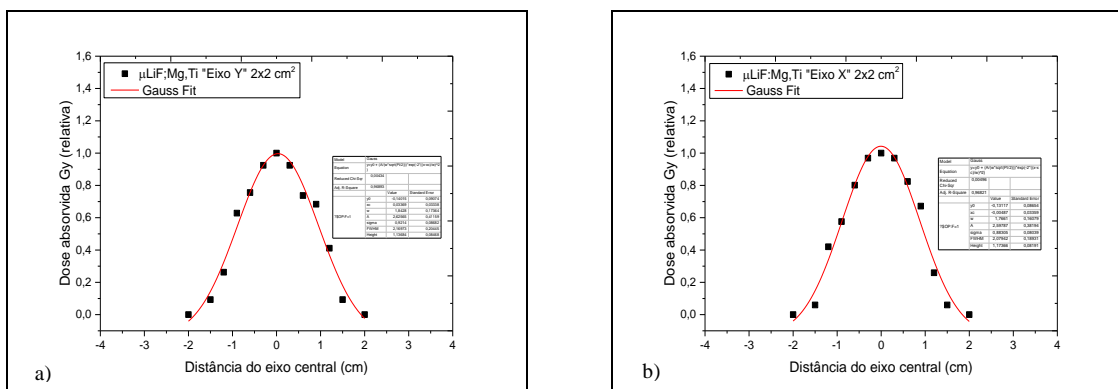
Fonte. Autora da tese

Figura 79: $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$ a) Eixo *inline* Y, b) Eixo *crossline* X.



Fonte. Autora da tese

Figura 80: $\mu\text{LiF:Mg,Ti}$ campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ - a) Eixo *inline* Y, b) Eixo *crossline* X.



Fonte. Autora da tese

7.3.6 Fator de correção do efeito da média volumétrica

Os detectores com dimensões menores são considerados mais adequados para uso na dosimetria de campos pequenos. Considerando medições no eixo central, porcentagem em dose profunda e fatores de espalhamento as dimensões do detector devem ser significativamente menores que o tamanho do campo (Alfonso et al, 2008).

Correções para uma média de sinal em todo o volume sensível são necessárias para os detectores, mesmo que estes apresentem um tamanho adequando para a dosimetria de campos pequenos, pois um volume significativo pode influenciar na medida dependendo da dimensão do campo em que se deseja medir ou em regiões de alto gradiente de dose (Aspradakis et al, 2010).

Para a análise do efeito da média volumétrica é necessário obter o perfil do feixe de campos pequenos e considerar o volume do detector e os efeitos de perturbação, que podem ser substanciais nas medições dos campos pequenos.

Os perfis do feixe foram aproximados para uma curva gaussiana utilizando o programa Origin, versão 9.0 conforme demonstrado na seção 7.3.5. Os dados obtidos da aproximação gaussiana e as dimensões dos detectores estão demonstrados nas tabelas 19, 20, 21 e 22.

Tabela 19: Dados da dimensão dos dosímetros para o cálculo da função peso, $w(x,y)$.

Detector	R (cm)	L (cm)
CaSO ₄ :Dy	0,30	0,60
LiF:Mg,Ti	0,16	0,32
μ LiF:Mg,Ti	0,05	0,10

* R e L são os valores de raio e comprimento do volume sensível de cada um dos dosímetros.

Fonte. Autora da tese

Tabela 20: Dados coletados a partir da aproximação dos perfis *crossline* e *inline* para uma profundidade de 1,5 cm por uma função gaussiana (CaSO₄:Dy).

<i>Crossline</i>					
Detector	Campo (cm ²)	W ₁	X _{c1}	Y ₀₁	A ₁
CaSO ₄ :Dy	2 x 2	1,789	0,030	-0,149	2,818
	1 x 1	0,918	0,028	-0,103	1,273
<i>Inline</i>					
Detector	Campo (cm ²)	W ₂	X _{c2}	Y ₀₂	A ₂
CaSO ₄ :Dy	2 x 2	1,807	0,007	-0,154	2,852
	1 x 1	0,826	0,016	-0,056	1,096

W₁, é a variância das curvas gaussianas, X_{c1}, é a posição do centro da gaussiana normalizada para o máximo valor de intensidade, Y₀₁, é a diferença para a linha de base no eixo Y e A₁, o valor da altura do pico normalizado entre 0 e 1.

Fonte. Autora da tese

Tabela 21: Dados coletados a partir da aproximação dos perfis *crossline* e *inline* para uma profundidade de 1,5 cm por uma função gaussiana (LiF:Mg,Ti).

<i>Crossline</i>					
Detector	Campo (cm ²)	W ₁	X _{c1}	Y ₀₁	A ₁
LiF:Mg,Ti	2 x 2	1,474	0,015	-0,061	2,191
	1 x 1	0,986	0,015	-0,131	1,456
<i>Inline</i>					
Detector	Campo (cm ²)	W ₂	X _{c2}	Y ₀₂	A ₂
LiF:Mg,Ti	2 x 2	1,469	0,015	-0,055	2,181
	1 x 1	1,197	0,003	-0,402	2,187

Fonte. Autora da tese

Tabela 22: Dados coletados a partir da aproximação dos perfis *crossline* e *inline* para uma profundidade de 1,5 cm por uma função gaussiana (μLiF:Mg,Ti).

<i>Crossline</i>					
Detector	Campo (cm ²)	W ₁	X _{c1}	Y ₀₁	A ₁
μLiF:Mg,Ti	2 x 2	1,766	-0,004	-0,131	2,597
	1 x 1	0,815	0,021	-0,028	1,150
	0,5 x 0,5	0,504	0,007	0,105	0,566
<i>Inline</i>					
Detector	Campo (cm ²)	W ₂	X _{c2}	Y ₀₂	A ₂
μLiF:Mg,Ti	2 x 2	1,842	0,033	-0,140	2,625
	1 x 1	0,821	-0,016	-0,040	1,112
	0,5 x 0,5	0,436	-0,006	0,126	0,477

Fonte. Autora da tese

Para se obter o resultado do efeito da média volumétrica foram coletados os dados das tabelas 20, 21 e 22 e inseridos no programa computacional (Cunha, 2019) desenvolvido para a utilização do cálculo numérico da equação 6. Na figura 81 é possível evidenciar a maneira como foi efetuado o cálculo de resolução da média volumétrica e os respectivos resultados obtidos. Os resultados nas tabelas 20, 21 e 22 estão apresentados em cm e o programa computacional em mm, por isso foi necessário ajustar os parâmetros x, y e A.

Figura 81: Código computacional desenvolvido por (Cunha, 2019) na plataforma *Scilab*, versão 6.0 adaptados para os TLDs.

```
//.....EFEITO-DE-VOLUME-(TLDs)
//Código-escrito-para-cálculo-do-efeito-de-volume-de-câmara-de-ionização-(CI)
//e-diodo-baseado-no-TRS-483-(Cunha,-2019)-
//Código-adaptado-para-os-TLDs-(CaSO4:Dy,-LiF:Mg,Ti-e-µLiF:Mg,Ti)
//Principais-funções:w(x,y)-(descreve-a-forma-dos-TLDs,-função-peso)
//.....OAR(x,y)-(distribuição-off-axis-do-feixe)
//=====
//=====
clear//Parâmetro-utilizado-para-limpar-a-memória-no-início
clc//Parâmetro-utilizado-para-limpar-a-tela-do-console
//-----
//PARÂMETROS-DE-ENTRADA
//-----
//Feixe-(Gaussiana)-aproximação-para-o-perfil-off-axis-do-feixe.
//Gaussiana:OAR1(x,y)=y01+(A1/(s1*sqrt(%pi/2)))*exp(-2*((x1-xc1)/s1)^2).
//OAR2(x,y)=y02+(A2/(s2*sqrt(%pi/2)))*exp(-2*((x2-xc2)/s2)^2)
//Indexação-1-refere-se-aos-dados-transversais-(crossline)
//Indexação-2-refere-se-aos-dados-radiais-(inline).
//xc1.=()
//xc2.=()
//y01.=()
//y02.=()
//Variâncias
//s1.=()
//s2.=()
//A
//A1.=()
//A2.=()
//-----
//Geometria-(dimensões-dos-TLDs,-em-mm)
//R.=()
//L.=()
```

Fonte. Autora da tese

Para análise completa do código computacional adaptado de Cunha (2019), contendo as funções e resolução das integrais duplas, encontra-se no Anexo I.

Os resultados do efeito da média volumétrica para os TLDs estão apresentados na tabela 23.

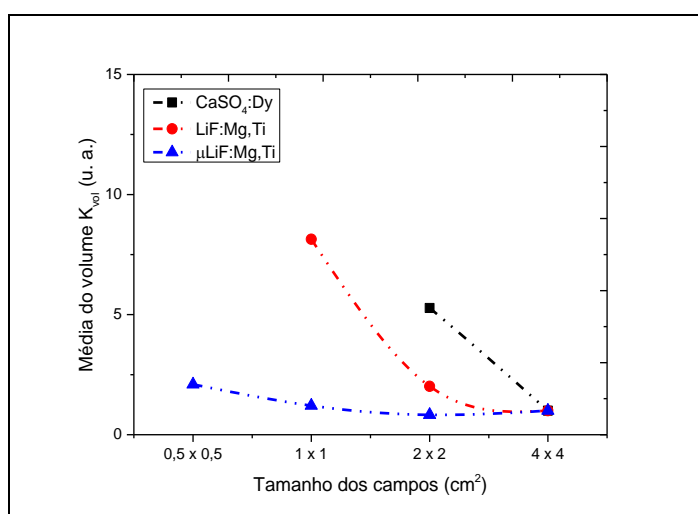
Tabela 23: Cálculo do efeito da média volumétrica para os três TLDs, utilizados em medidas de perfis de feixes de tamanhos de campos de 0,5 x 0,5 cm², 1 x 1 cm² e 2 x 2 cm² na profundidade de 1,5 cm.

Método – Modelo		
Situação A - Referente à função peso, $w(x,y)$		
Detector	Campo (cm ²)	Situação – A
		Valores de (K_{vol})
CaSO ₄ :Dy	2 X 2	0,053
LiF:Mg;Ti		0,020
μLiF		0,008
CaSO ₄ :Dy	1 X 1	0,609
LiF:Mg;Ti		0,081
μLiF		0,012
CaSO ₄ :Dy	0,5 X 0,5	-
LiF:Mg;Ti		-
μLiF		0,020

Fonte. Autora da tese

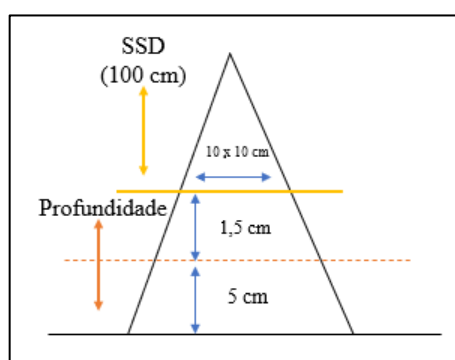
Na Figura 82 é demonstrado o efeito de perturbação que os dosímetros apresentaram nas medições dos respectivos campos que foram analisados. É possível observar que o μLiF foi o dosímetro que menos teve influência nos campos, apresentando uma influência de apenas 2% no campo de 0,5 x 0,5 cm² sendo considerado o melhor detector para dosimetria de campos pequenos. O dosímetro LiF:Mg,Ti apresentou uma influência significativa de 8% no campo de 1 x 1 cm². Já o CaSO₄:Dy apresentou uma influência de 60% para o campo de 1 x 1 cm² não sendo incluído graficamente por não ser considerado recomendável para uso em campos pequenos. Azangwe (2014) em seu estudo do efeito volumétrico apresentou valores menores que 5% para os dosímetros termoluminescentes (LiF:Mg,Ti e μLiF:Mg,Ti) em campos de 0,6 x 0,6 cm². É válido ressaltar que Azangwe (2014) utilizou uma profundidade de 5 cm nas irradiações, ou seja, a influência da média volumétrica é menor nos perfis que são medidos em maiores profundidades com a configuração de 100 cm (SSD). Outro estudo efetuado por Cunha (2019) também demonstrou que quanto maior a profundidade, maior será o tamanho do campo com relação ao tamanho do detector, se este for comparado ao campo na profundidade de dose máxima (PDP – 1,5 cm). Na figura 83 é possível observar um esquema representativo exemplificando esta situação.

Figura 82: Efeito da média do volume para os TLDs $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$, $\mu\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$,



Fonte. Autora da tese

Figura 83: Esquema representativo demonstrando tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ em profundidade de 1,5 e 5 cm.



Fonte. Adaptado de Souza, 2019

7.3.7 Objeto simulador de crânio impresso em 3D

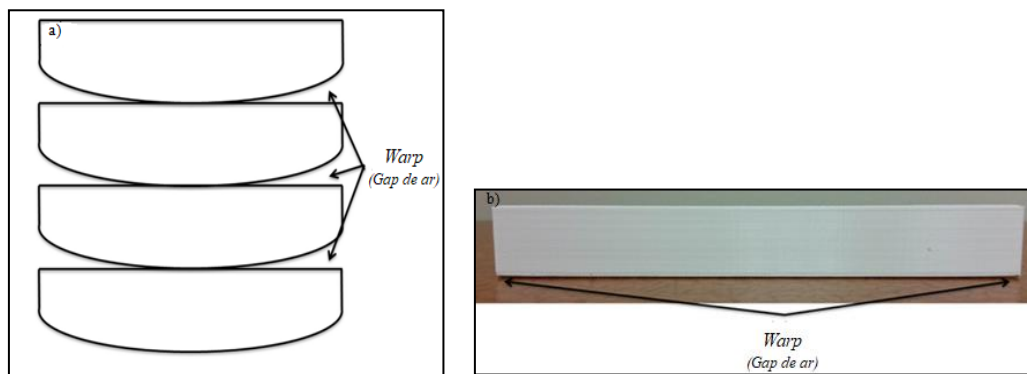
O objeto simulador de crânio foi impresso em quatorze camadas axiais subsequentes, isso devido ao tamanho do objeto impresso, a geometria da peça e o material utilizado. Mesmo levando em consideração o processo de impressão, alguns fatores influenciaram na impressão das peças impressas. O maior fator de impacto referente à impressão do objeto simulador foi o efeito “*warp*”, sendo ocasionado por diversos parâmetros que interferem diretamente no processo de impressão. O efeito “*warp*” causa um entortamento ou inclinação das bordas externas das peças que estão sendo impressas, isso ocorre quando não há aderência da peça à plataforma da impressora. Diversos fatores podem causar esse efeito dentre eles se destacam:

- O material impresso com preenchimento em 100% *infill*;

- Espessura da parede que serve como bases laterais na sustentação da impressão;
- Não utilizar (*Raft* ou *Brim*) que servem como estruturas para sustentação da peça para evitar “*warp*”.

A deformação ocorre quando os objetos são impressos em camadas sucessivas (Fig. 84). Esse efeito acontece com a adesão da primeira camada, ou seja, quando a primeira camada não fixa na superfície da plataforma de impressão. A consequência é impelir a estrutura para cima fazendo com que ela se curve a partir da plataforma. Se a deformação (*warp*) não for contida pode ocasionar um impedimento da extrusora e fazer com que o modelo pare de imprimir. Porém se o efeito “*warp*” for mínimo, afetará apenas algumas camadas inferiores. Se o objeto impresso tiver dimensões extensas (Objetos relativamente grandes na base) e sendo totalmente sólidos, a prevalência de distorção é muito grande como no caso do simulador do crânio (Craft e Howell, 2017; Alsoufi et al, 2019).

Figura 84: Representação de uma peça impressa em camadas demonstrando como o *warp* pode afetar um objeto impresso em 3D.



Fonte. Craft e Howell, 2017.

As impressões em 3D geralmente não são efetuadas com um preenchimento de 100% *infill*, isso porque as peças ficarão completamente sólidas por dentro sem nenhum espaçamento entre elas (Silva, 2020). Quanto maior for à porcentagem de preenchimento (*infill*), mais resistente e mais pesado o objeto se tornará, além de demandar um longo tempo de impressão e a utilização de bastante material para que o preenchimento possa ser efetuado. Outro fator envolvido é o tipo de material utilizado. O PLA quando utilizado com um preenchimento a 100% *infill* apresenta características mais densas facilitando o efeito “*Warp*” (Craft e Howell, 2017; Silva, 2020).

A espessura da parede é outro parâmetro que deve ser levado em consideração, pois a espessura é um dos principais fatores que estão relacionados à resistência de impressão, ou seja, aumentar esse número cria paredes mais grossas, melhorando a resistência da peça principalmente se esta será impressa com um preenchimento a 100% (Craft e Howell, 2017; Silva, 2020). Isso pode ser alterado no *software* de impressão fazendo com que o número de vezes que a linha externa será traçada possa ser compatível com a porcentagem de impressão do centro da peça, evitando desta maneira que a peça não tenha aderência à plataforma da impressora.

O uso de base para adesão à plataforma é um parâmetro que afeta diretamente no resultado da impressão. Para que a aderência ocorra podem-se utilizar duas configurações que possibilitam a peça de grudar na plataforma de impressão:

- **Raft:** É um tipo de grade horizontal de filamento localizada sob sua parte inferior agindo como uma plataforma que adere na mesa durante a impressão (Fig. 85). O objeto será impresso sobre o *Raft* e não diretamente na plataforma de impressão. O *Raft* é uma configuração muito útil para imprimir partes pequenas na base de um modelo 3D e sua prática é bastante empregada principalmente com o material utilizado é o ABS, isso devido as características que o ABS apresenta (Simplify, 2021; Silva, 2020).

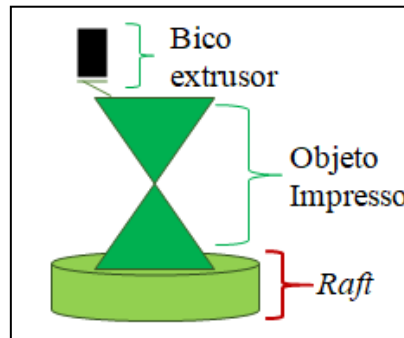
Vantagens:

- Menos problemas de *warp*, principalmente com o ABS;
- Melhor adesão da primeira camada de impressão, levando a peça a ter maiores chances de uma impressão com sucesso;
- A primeira camada sai mais resistente (ALL3DP, 2021; Simplify, 2021).

Desvantagem:

- O *Raft* deixa o acabamento áspero na camada inferior da peça;
- Dificuldade de separação do *Raft* com o objeto impresso, principalmente com uma configuração do *Raft* mais densa;
- A peça pode apresentar resíduos após a impressão;
- Probabilidade de danificar a peça quando esta for removida do *Raft*, especialmente se a peça for de características pequenas (ALL3DP, 2021; Simplify, 2021).

Figura 85: Modelo sendo impresso com o *Raft* na região inferior da peça.



Fonte. Autora da tese

- ***Brim***: É um tipo especial de aba que é fixada nas bordas do modelo que será impresso, normalmente a aba é impressa com um número maior de contornos ao redor da base da impressão cuja atribuição é manter as bordas da impressão fixas na base deixando menos marcas. É uma boa opção para manter o objeto aderido na plataforma de impressão (ALL3DP, 2021; *Simplify*, 2021; Silva, 2020).

Vantagens:

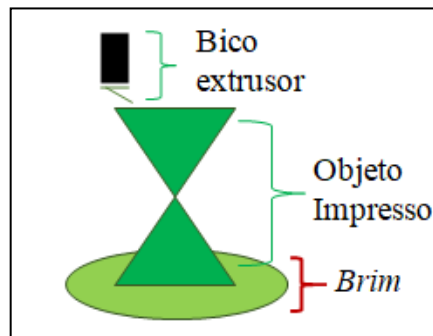
- Assim como o *Raft*, o *Brim* evita problemas de *Warp*;
- Tem uma melhor adesão na plataforma;
- O *Brim* é mais fácil para remover do objeto já pronto em comparação com o *Raft*;
- O acabamento é mais definido deixando a parte inferior lisa;
- Menos material é utilizado nesta configuração, comparada com a configuração do *Raft* (ALL3DP, 2021; *Simplify*, 2021; Evans, 2012; Silva, 2020).

Desvantagem:

- É necessário um acabamento lateral da peça depois que o *Brim* é removido, para ter um resultado mais uniforme nas laterais;
- Há a possibilidade de quebrar a peça quando o *Brim* for removido, principalmente se a peça for pequena.

Na figura 86 é possível evidenciar a configuração do *Brim* em um objeto que está sendo impresso (ALL3DP, 2021; *Simplify*, 2021; Evans, 2012; Silva, 2020).

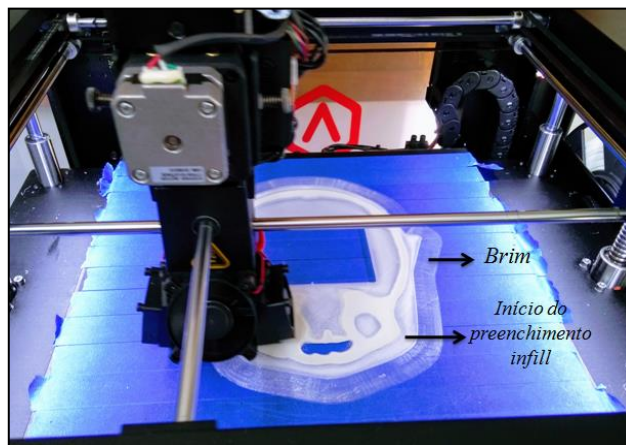
Figura 86: Modelo sendo impresso com o *Brim* na região inferior da peça.



Fonte. Autora da tese

A opção de utilizar o *Raft* foi descartada pela dificuldade de separação do *Raft* com a peça, considerando que as peças precisariam ser encaixadas uma a uma. Para minimizar o efeito *warp* foi utilizado o *Brim* e adicionado na plataforma de impressão uma fita adesiva para que a peça tivesse uma maior aderência e não se movesse da plataforma. Na figura 87 é possível visualizar a impressão de umas das peças do simulador do crânio.

Figura 87: Simulador sendo impresso em corte axial com o *Brim* nas laterais da peça.



Fonte. Autora da tese

Mesmo fazendo uso das configurações para minimizar o efeito *warp*, algumas peças tiveram uma grande prevalência de entortar nas bordas frontais, dentre os problemas relatados acima o processo de resfriamento também é um fator que interfere na deformidade da peça, pois ele não acontece de maneira uniforme ao longo dos diferentes eixos tendo como consequência o efeito *warp* (Alsoufi, 2019). Com as intercorrências relacionadas ao simulador, as peças tiveram uma dificuldade de encaixe depois de prontas. Para minimizar o impacto causado nas peças foi utilizado um material termoplástico com o intuito de preencher os espaços entre uma peça e outra. A figura 88 demonstra o efeito causado em

uma das peças impressas na região frontal. Os acabamentos foram efetuados com resina epóxi para firmar as peças e finalizado com tinta de coloração cinza.

Figura 88: Peça do simulador apresentando *warp* na região frontal.



Fonte. Autora da tese

Os simuladores antropomórficos disponíveis comercialmente são usados na radioterapia para as novas técnicas de tratamento visando uma excelência nos programas de garantia de qualidade, com o intuito de se aproximar a um tratamento em condições reais.

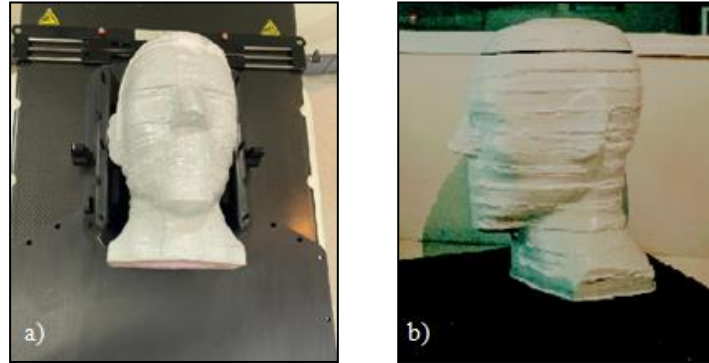
Geralmente os simuladores impressos em 3D são construídos para serem preenchidos com água (Craft e Howell, 2017), tornando a impressão mais fácil de ser realizada. Objetos impressos com um preenchimento interno utilizando um material com equivalência ao tecido torna o simulador com vantagens por ter detalhes anatômicos similares a de um corpo humano. Mesmo com os relatos mencionados e as dificuldades na montagem do simulador, este apresentou uma grande vantagem por ter sido impresso com preenchimento utilizando materiais com equivalência, simulando tecido mole e tecido ósseo, representando com precisão a anatomia de um indivíduo, obtendo uma maior validade como modelo para diversas aplicações clínicas e de pesquisa.

Uma desvantagem para uso em potencial dos simuladores impressos em 3D na radioterapia é que esses simuladores geralmente não estão disponíveis comercialmente, sendo atribuída essa falta ao tempo de impressão que é normalmente longo se utilizado um preenchimento total no simulador. Porém, a impressão tridimensional vem ganhando um grande espaço em diversas áreas de aplicações, principalmente a área clínica, pois trás a vantagem de fabricar simuladores específicos para pacientes de maneira mais econômica.

O objeto simulador impresso em 3D, após sua finalização apresentou dimensões de 13,5 cm de largura e 18 cm de altura pesando 5 kg com inclusão do acessório para acoplar os TLDs. As figuras 89a e 89b e 90a e 90b apresentam o simulador após sua finalização. É possível constatar que mesmo apresentando diversos fatores que impactaram no seu

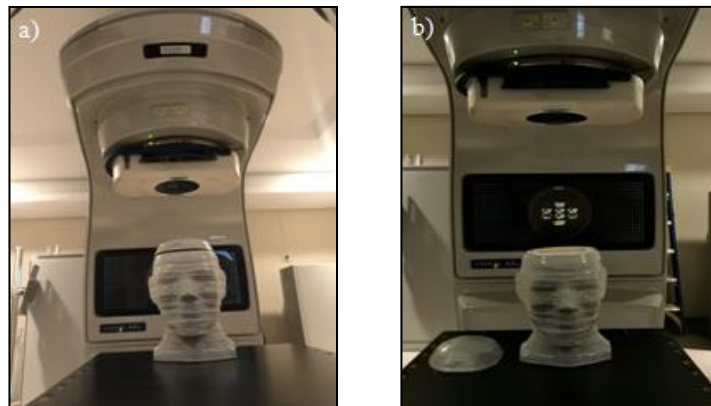
desenvolvimento, as consequências não foram significativas para utilizar o simulador na dosimetria clínica de feixes de fótons.

Figura 89: Simulador de crânio impresso em 3D: a) Vista frontal e b) Vista lateral.



Fonte. Autora da tese

Figura 90: a) Simulador posicionado no Acelerador Linear, b) Simulador demonstrando abertura da calota craniana para inserção dos TLDs.



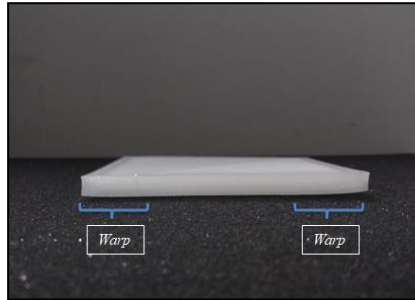
Fonte. Autora da tese

7.3.8 Impressão do acessório para posicionar os dosímetros TL no objeto simulador

Com os problemas ocasionados com o simulador do crânio, a impressão do acessório foi efetuada de maneira a evitar eventuais nivelamentos, como aconteceu com o simulador do crânio. Os testes efetuados anteriormente possibilitaram um conhecimento mais amplo dos problemas apresentados durante o processo de impressão.

Na figura 91 é possível observar a primeira peça do acessório para acoplar os dosímetros sendo impressa com um preenchimento de 100% *infill*. Nesta primeira peça é notável o efeito *warp* já no início da impressão por isso os testes foram indispensáveis para a verificação de como seria possível a impressão, sem que afetasse de maneira a perder a peça.

Figura 91: Primeira tentativa de impressão do acessório para posicionar os dosímetros, apresentando *warp* nas laterais da peça.

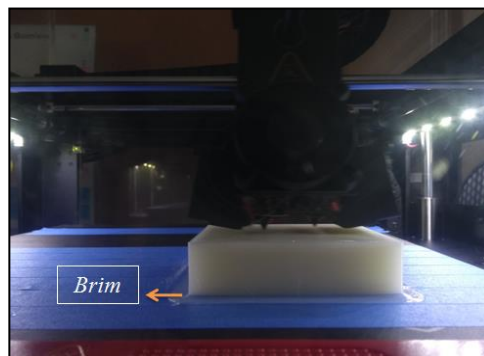


Fonte. Autora da tese

A configuração foi adaptada para que a próxima impressão ocorresse de maneira contínua sem intercorrências. A peça foi desenvolvida de maneira que pudesse ser encaixada e retirada do simulador com facilidade sem que afetasse os dosímetros devido às suas dimensões relativamente pequenas. Na figura 92 pode ser verificada a impressão do acessório inferior onde serão posicionados os dosímetros, sendo impresso sem problemas relacionados ao efeito *warp*. Para isto foi utilizado o *Brim* com um número maior de voltas a fim de obter a peça fixada na plataforma de impressão.

As figuras 93 apresenta o simulador com inserção para posicionar os TLDs, nas figuras 94 e 95 é possível verificar os acessórios dos TLDs finalizado com um pequeno acabamento na parte inferior externa devido à remoção do *Brim*. O formato ao qual o acessório foi impresso e os reforços das paredes externas possibilitaram uma finalização mais homogênea sem necessidade de um acabamento em toda extensão da peça.

Figura 92: Suporte sendo impresso com *Brim* para diminuir o efeito *Warp*.



Fonte. Autora da tese

Figura 93: Simulador apresentando abertura central para posicionar os dosímetros TL.

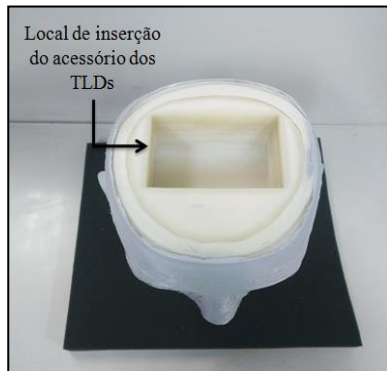
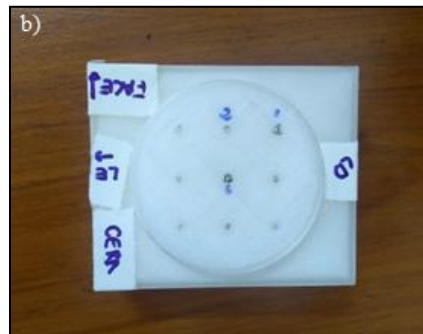


Figura 94: Acessório para posicionar os dosímetros $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, impresso em 3D com preenchimento 100% *infill*.



Fonte. Autora da tese

Figura 95: a) e b) Acessório para posicionar os dosímetros μLiF .

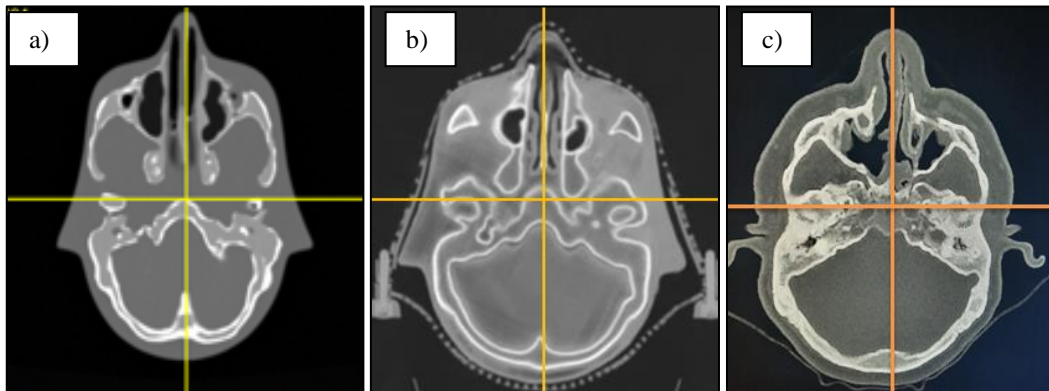


Fonte. Autora da tese

7.3.9 Validação do simulador impresso em 3D por tomografia computadorizada

Para análise do simulador impresso em 3D, foram efetuados alguns testes de validação da sua aplicabilidade para utilização na radioterapia. Na figura 96 é demonstrado um comparativo de três imagens em um corte axial do simulador da CIRS 711, 3D e uma imagem de TC (paciente).

Figura 96: a) Imagem de TC da CIRS 711, b) Imagem TC do simulador 3D e c) Imagem TC de um paciente.



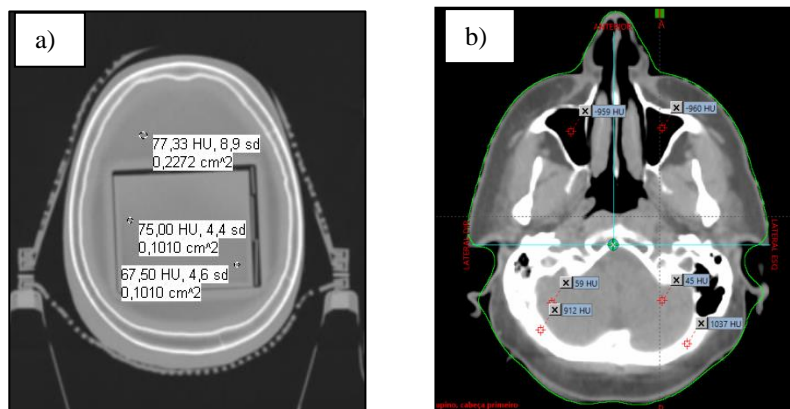
Fonte. CIRS, 2021; Autora da tese

7.3.9.1 Análise do tecido mole com PLA

Com base em estudos anteriores como o Craft e Howell (2017) e Villani (2021), o PLA foi o material utilizado para simular partes moles por apresentar características similares ao PMMA, ou seja, o PLA possui uma equivalência próxima ao tecido humano. A figura 97 demonstra um corte axial do simulador 3D e uma imagem de TC de um paciente para análise de “tecidos moles”. Os valores para análise são demonstrados na tabela 24.

Os valores de HU do simulador da CIRS 711 foram extraídos através da análise efetuada por Villani (2021).

Figura 97: a) Imagem extraída do *software Philips intellispace* apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação de tecido mole.



Fonte. Autora da tese

Tabela 24: Resultado da análise do número de TC no simulador impresso em 3D para tecidos moles.

*R (3D/CIRS) e R(3D/TC) – Razão entre os valores de HU do simulador em 3D pelo da CIRS e imagem de TC.

Posição	CIRS 711		3D		Imagem TC		R (3D/CIRS)*		R (3D/TC)*	
	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E
Tecido Mole (HU)	62,3	66,5	75,0	67,5	59,0	45,0	1,204	1,015	1,190	1,216
DPM	2,1		3,7		7,0					
CV	3,3%		5,3%		13,5%					

D – Lado direito, L – Lado esquerdo

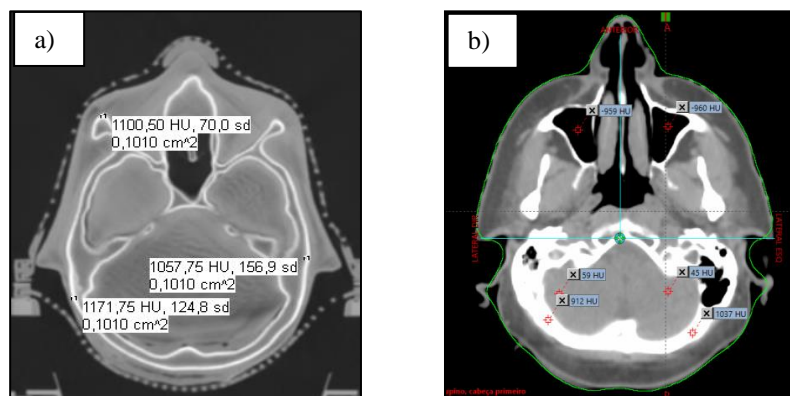
Fonte. Villani, 2021; Autora da tese

Com base nas imagens (DICOM) do simulador 3D, é possível evidenciar que os valores de HU estão próximos aos valores do simulador da CIRS 711 e com valores próximos as imagens TC de um paciente. O simulador 3D apresentou um desvio padrão mediano de 3,7 com um coeficiente de variação de 5,3%. O Catphan é um simulador utilizado para controle de qualidade em TC apresenta valores entre 92 - 137 HU. Os valores das três imagens analisadas (CIRS 711, 3D, imagem TC do paciente) são inferiores aos valores de HU sugeridos pelo Catphan (Catphan®604, 2015).

7.3.9.2 Análise do tecido ósseo com ABS XCT-A

Os resultados de caracterização obtidos por Villani (2021) determinou a escolha de utilizar o ABS XCT-A para simular tecido ósseo no desenvolvimento do simulador impresso em 3D. Na imagem 98, 99 e 100 é possível observar a imagem analisada do simulador 3D e uma imagem de TC de um paciente para análise de tecido ósseo cortical, trabecular e arcada dentária que tem densidade próxima ao osso. Os valores adquiridos de HU estão descritos na tabela 25, 26 e 27.

Figura 98: a) Imagem extraída do *software Philips intelligispace* apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação de tecido ósseo cortical).



Fonte. Autora da tese

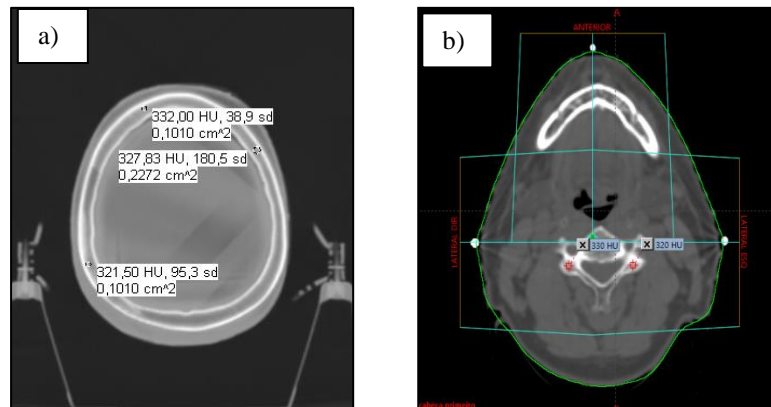
Tabela 25: Resultado da análise do número de TC no simulador impresso em 3D para tecido ósseo cortical.

Posição	CIRS 711		3D		Imagem TC		R (3D/CIRS)*		R (3D/TC)*	
	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E
Tecido Ósseo (HU)	1013,0	1069,6	1171,5	1057,7	912,0	1037,0	1,156	0,988	1,284	1,019
DPM	28,3		56,9		62,5					
CV	2,7%		5,1%		6,4%					

*R (3D/CIRS) e R(3D/TC) – Razão entre os valores de HU do simulador em 3D pelo da CIRS e imagem de TC.

Fonte. Villani, 2021; Autora da tese

Figura 99: a) Imagem extraída do *software Philips intelligispace* apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação de tecido ósseo trabecular.



Fonte. Autora da tese

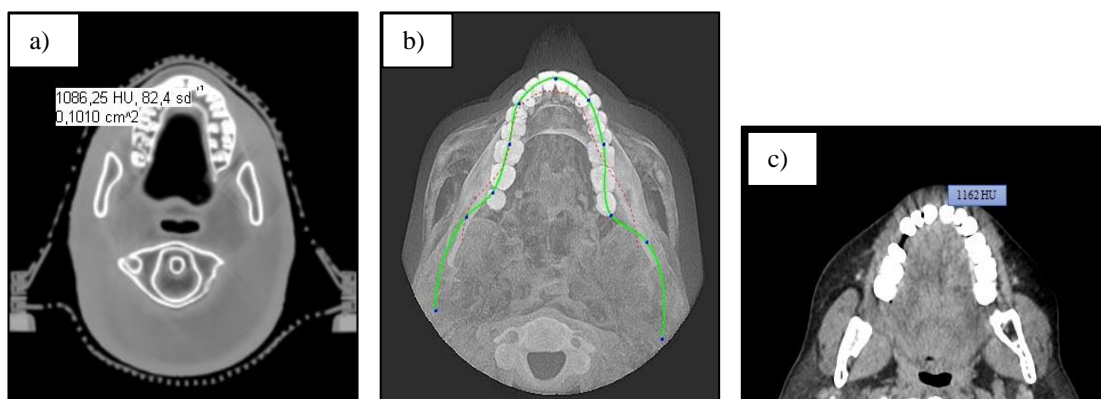
Tabela 26: Resultado da análise do número de TC no simulador impresso em 3D para tecido ósseo trabecular

Posição	CIRS 711		3D		Imagem TC		R (3D/CIRS)*		R (3D/TC)*	
	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E
Tecido Ósseo (HU)	391,1	330,6	321,5	327,0	330,0	320,0	0,822	0,989	0,974	1,021
DPM	30,2		2,7		5,0					
CV	8,4%		0,8%		1,5%					

*R (3D/CIRS) e R(3D/TC) – Razão entre os valores de HU do simulador em 3D pelo da CIRS e imagem de TC.

Fonte. Villani, 2021; Autora da tese

Figura 100: a) Imagem extraída do *software Philips intelligispace* apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem do simulador da CIRS 711, c) Imagem de TC de um paciente comparando arcada dentária.



Fonte. Autora da tese; CIRS, 2021

Tabela 27: Análise da densidade da unidade HU para os dentes do simulador 3D e a imagem de TC

	3D	Imagem TC	R (3D/TC)*
Dentes (HU)	1086,2	1162,0	0,934

*R(3D/TC) – Razão entre os valores de HU do simulador em 3D pela imagem de TC.

Fonte. Autora da tese

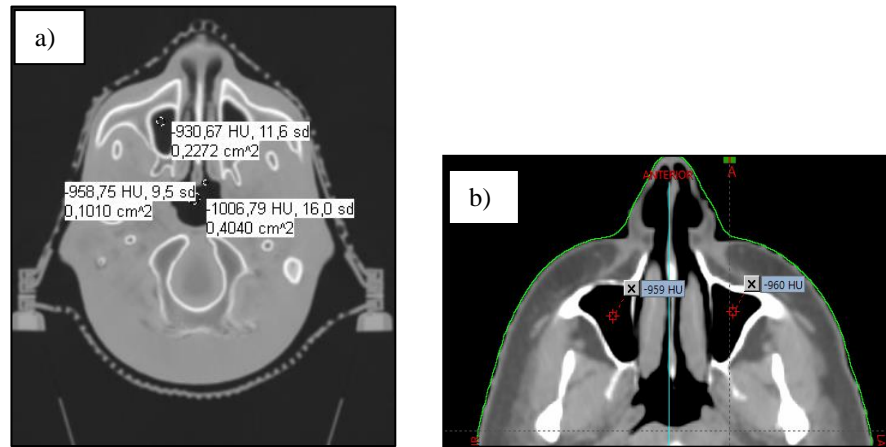
Analisando os resultados obtidos utilizando o ABS XCT-A é notável a proximidade das densidades de tecido ósseo tanto para o simulador da CIRS 711 quanto o comparativo com a imagem de TC. O simulador 3D apresentou um coeficiente de variação de 5,1% para o osso cortical e 0,8% para o osso trabecular. O Catphan apresenta valores para o osso cortical entre 667 -783 HU e valores de 211 – 263 HU para osso trabecular. O simulador da CIRS 711, 3D e a imagem de TC demonstram resultados concordantes entre si, porém superiores aos valores sugeridos pelo Catphan.

Para a densidade da arcada dentária não foi encontrado valores do simulador CIRS 711 para um estudo comparativo, sendo efetuada a comparação apenas com a imagem de TC de um paciente ao qual demonstrou uma excelente proximidade de HU entre as imagens analisadas neste estudo.

7.3.9.3 Análise do ar presente nas regiões internas do simulador

Na imagem 101 é possível verificar a densidade do ar presente na imagem de TC do simulador 3D e da imagem TC de um paciente. Os valores estão descritos na tabela 28.

Figura 101: a) Imagem extraída do *software Philips intelligospace* apresentando o número de TC em unidade HU para o simulador 3D e b) Imagem de TC de um paciente para comparação da densidade do ar.



Fonte. Autora da tese

Tabela 28: Análise da densidade da unidade HU para regiões com ar dentro do simulador 3D comparado com a imagem de TC.

	3D	Imagem TC	R (3D/TC)*
Ar	- 930,6	- 959,0	0,970
	- 958,7	- 960,0	0,998
DPM	14,0	0,5	
CV	1,5%	0,001%	

*R(3D/TC) – Razão entre os valores de HU do simulador em 3D pela imagem de TC.

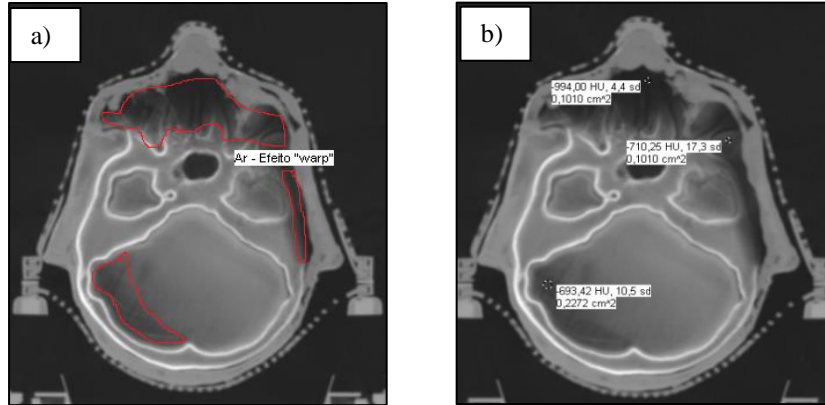
Fonte. Autora da tese

Para um estudo mais abrangente foi mensurado a unidade HU para o ar presente em regiões do crânio e comparado com a imagem de TC de um paciente. Os resultados adquiridos demonstraram uma excelente concordância entre si. Os valores sugeridos pelo Catphan estão entre (-)986 – (-)1046 HU, também demonstrando uma proximidade nos valores mensurados.

7.3.9.4 Análise do impacto do “efeito warp” no simulador 3D

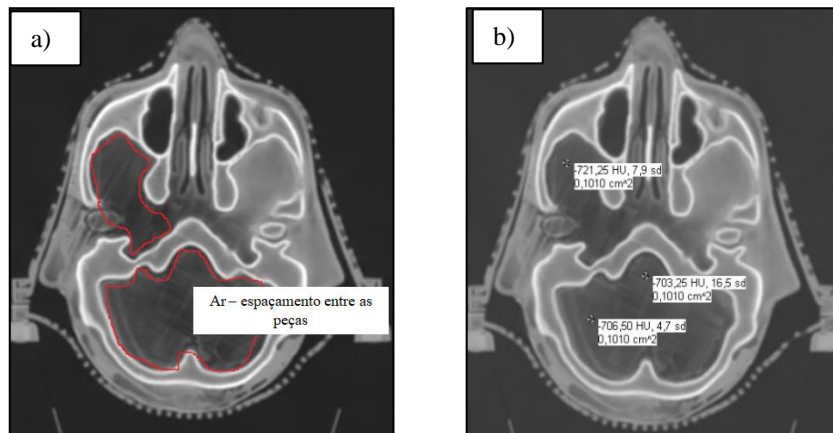
A imagem 102 e 103 denota o impacto causado pelo efeito *warp* nas peças impressas evidenciando a prevalência de ar entre uma peça e outra. Nas imagens de TC é possível verificar com maior nitidez devido à espessura de corte que é bem fino (0,12 cm), fazendo com que o efeito se torne mais evidente.

Figura 102: a) Imagem do simulador 3D evidenciando uma descontinuidade na região etmoidal e orbital com espaços na região esquerda da imagem e uma prevalência de descontinuidade no hemisfério cerebelar. b) Mesmo corte tomográfico demonstrando o número de HU para as regiões que apresentaram ar causado pelo efeito *warp*.



Fonte. Autora da tese

Figura 103: a) Imagem de outro corte tomográfico evidenciando prevalência de ar causado pelo efeito *warp* na região do lobo temporal direito e hemisfério cerebelar, b) Número de HU para regiões que apresentaram ar causado pelo efeito *warp*.



Fonte. Autora da tese

O efeito *warp* tem um impacto direto nas peças impressas em 3D, como consequência as peças apresentaram uma descontinuidade com ar entre uma peça e outra. Regiões anatômicas que não deveriam apresentar ar em seu interior teve uma prevalência devido ao efeito *warp*. Para avaliar o nível do impacto causado foi efetuada a mensuração do número de HU nas regiões com ar.

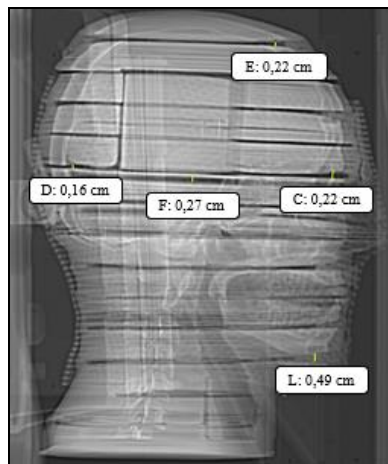
A imagem 102 apresentou 693,4 HU na região do hemisfério cerebelar direito e 710,2 HU na lateral esquerda. Na imagem 103 foram mensurados 721,2 HU no lobo temporal direito e 706,5 HU no hemisfério cerebelar direito. Os valores se aproximam dos valores citados na tabela 28 demonstrando um grande efeito de ar que não deveria apresentar nessas

regiões causando uma falta de atenuação quando deveria apresentar amaterial nessas regiões. É um fator que deve ser considerado na dosimetria de feixes clínicos de fótons.

7.3.9.5 Análise do espaçamento entre as peças impressas

Com o impacto causado pelo efeito *warp* e já descrito na seção 7.3.9.4, foi efetuado um estudo para averiguar quanto de espaços as peças apresentarm sentre si. Para isso foi utilizado à régua do *software Philips intellispace* para mensurar os espaçamentos, visando que as peças foram impressas separadamente e encaixadas posteriormente para originar o simulador 3D. Na figura 104 são apresentados valores que quantificam os espaços que as peças apresentaram depois de serem encaixadas.

Figura 104: Imagem em corte sagital demonstrando valores de espaçamentos entre as peças impressas.



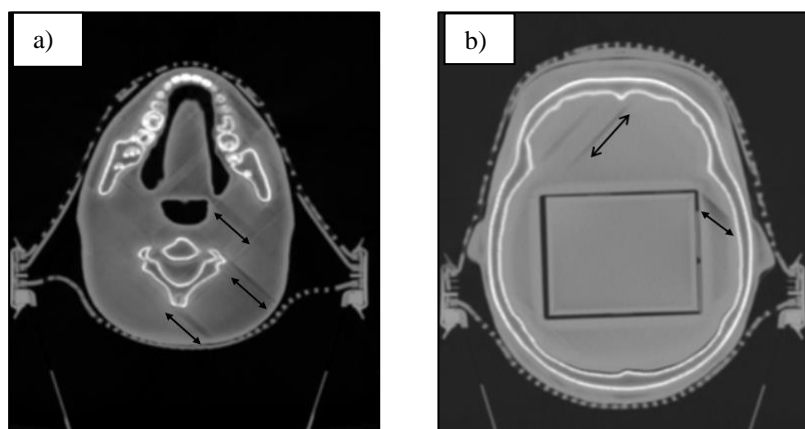
Fonte. Autora da tese

Nesta análise verificou-se que as peças apresentaram espaçamentos entre 0,16 cm e 0,49 cm, sendo este último de maior predomínio com visibilidade nas imagens de TC. É um valor de bastante impacto como pode ser constatado na seção 7.3.9.4 causando um grande acúmulo de ar nesta região. A média dos espaços entre as peças encaixadas foi de 0,22 cm.

7.3.9.6 Análise da técnica FFF na imagem de TC

No estudo efetuado por Villani (2021) foram encontrados artefatos nas imagens devido o padrão de impressão (linha com orientação $+45^{\circ}/-45^{\circ}$). O mesmo ocorreu nas imagens de TC realizadas do simulador 3D isso porque este estudo adotou a mesma orientação de impressão de Villani (2021). Na imagem 105 podem ser verificadas as linhas de impressão e falhas de deposição de material na peça impressa.

Figura 105: a) Imagem do simulador demonstrando linhas de impressão próximo da região orofaríngea e região posterior da vértebra, b) Imagem apresentando falhas de impressão no lobo frontal e lobo temporal esquerdo.



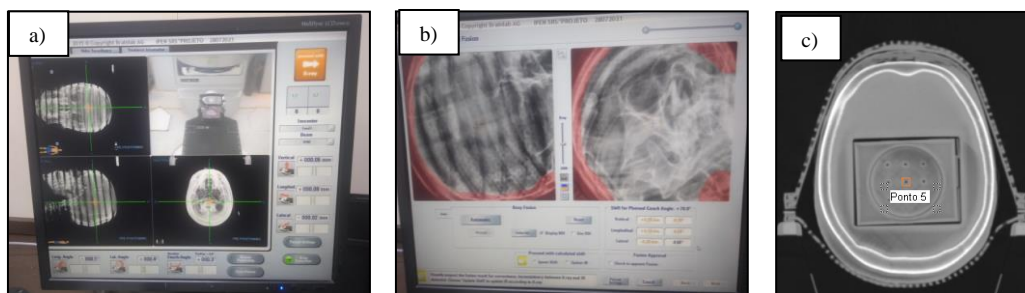
Fonte. Autora da tese

A FFF apesar de apresentar esses artefatos na imagem é uma excelente técnica de impressão, as pequenas falhas demonstradas na imagem 105 não causam um impacto significativo que inviabilize a utilização do simulador para aplicações clínicas de feixes de fótons.

7.3.10 Aplicação clínica utilizando objeto simulador impresso em 3D

As aplicações clínicas foram efetuadas conforme protocolo de tratamento para radiocirurgia. O simulador foi posicionado conforme mencionado na seção 6.3.12, para cada campo foi efetuada uma imagem de raios-X para verificação de possíveis correções do posicionamento (Fig. 106). Os resultados obtidos estão descritos nas tabelas 29, 30 e 31.

Figura 106: a) e b) Imagens realizadas pelo sistema Extrac no simulador para cada campo aplicado, c) Imagem demonstrando o acessório para posicionar os TLDs.



Fonte. Autora da tese

Tabela 29: (CaSO₄:Dy) Doses avaliadas no simulador de crânio impresso em 3D comparadas ao sistema de planejamento.

Ponto	Resp. TL (μC)	Fcal. Rel. 0,8Gy (Gy/μC)	Dose Avaliada (Gy)	Dose Planejamento (Gy)	DPM (Gy)	CV%	Dif. %
1 (OAR)	2,45	0,151	0,37	0,44	0,01	2,7	6,7
2 (OAR)	9,74	0,151	1,47	1,62	0,01	0,7	13,4
4 (OAR)	8,77	0,151	1,32	1,80	0,03	2,3	46,3
5 (PTV)	59,67	0,137	8,20	8,12	0,04	0,5	0,1

ˆOAR – Órgão em risco, PTV - Volume Alvo de Planejamento

Fonte. Autora da tese

Tabela 30: (LiF:Mg,Ti) Doses avaliadas no simulador de crânio impresso em 3D comparadas ao sistema de planejamento.

Ponto	Resp. TL (Cont)	Fcal. Rel. 0,8Gy (Gy/μC)	Dose Avaliada (Gy)	Dose Planejamento (Gy)	DPM (Gy)	CV%	Dif. %
9 (OAR)	46110	1,212	0,55	0,57	0,01	2,6	1,4
8 (OAR)	88916	1,212	1,08	1,34	0,03	2,6	24,9
6 (OAR)	100956	1,212	1,22	1,78	0,04	3,6	54,8
5 (PTV)	720287	0,114	8,22	8,12	0,15	1,8	1,9

ˆOAR – Órgão em risco, PTV - Volume Alvo de Planejamento

Fonte. Autora da tese

Tabela 31: (μLiF:Mg,Ti) Doses avaliadas no simulador de crânio impresso em 3D comparadas ao sistema de planejamento.

Ponto	Resp. TL (Cont)	Fcal. Rel. 0,8Gy (Gy/μC)	Dose Avaliada (Gy)	Dose Planejamento (Gy)	DPM (Gy)	CV%	Dif. %
1 (OAR)	66280	0,526	0,35	0,39	0,01	3,5	3,6
2 (OAR)	183436	0,526	0,96	1,00	0,02	2,1	3,0
5 (PTV)	1713373	0,048	7,92	7,89	0,02	0,003	4,8

ˆOAR – Órgão em risco, PTV - Volume Alvo de Planejamento

Fonte. Autora da tese

Os resultados obtidos demonstraram a viabilidade dos TLDs para aplicações clínicas de feixes de fótons para campos pequenos. Os valores descritos nas tabelas acima mostram a concordância em termos percentuais abaixo de ± 5 % conforme recomenda a ICRU. A maior diferença percentual encontrada foi de 4,8 % (μLiF:Mg,Ti) em relação ao sistema de planejamento. Todos os dosímetros termoluminescentes apresentaram uma incerteza relativamente baixa, com uma boa estabilidade e reprodutibilidade em todas as medidas. Assim, conforme presente análise em relação ao sistema de planejamento *iPlan*®, os

dosímetros salientaram a equivalência tecidual do simulador impresso em 3D, mesmo apresentando alguns fatores que impactaram em sua construção, como presença de ar em seu interior devido o efeito *warp* e falhas de deposição de material em algumas peças. O simulador mostrou a possibilidade de alcançar condições reais de tratamento. Este resultado é bastante considerável levando em conta a importância da dosimetria clínica nos departamentos de radioterapia, pois consegue fazer um comparativo entre as doses fornecidas pelo sistema de planejamento com as doses avaliadas pelos dosímetros (detectores). O presente estudo possibilitou metodologias dosimétricas acessíveis em vista das dificuldades de medir e avaliar as doses em campos pequenos, proporcionando o uso dos dosímetros termoluminescentes como dosimetria de apoio para campos pequenos.

8. CONCLUSÃO

8. CONCLUSÕES

- Os objetos simuladores têm uma importância fundamental para o controle de qualidade nos departamentos de radioterapia, tendo um papel essencial na determinação da dose entregue ao paciente, pois consegue ser submetido a condições reais de tratamento, provando sua eficácia na determinação de vários fatores que possam ocasionar algum tipo de erro na dose prescrita.
- O objeto simulador de crânio impresso em 3D possui características que o faz capaz de simular um paciente que será submetido a um tratamento radioterápico. É possível constatar que mesmo apresentando diversos fatores que impactaram no seu desenvolvimento, as consequências não foram significativas para utilizar o simulador na dosimetria clínica de feixes de fótons em campos pequenos.
- O PLA demonstrou ser um material de excelente qualidade para substituir o PMMA na construção de objetos simuladores para serem utilizados na dosimetria de feixes clínicos de fótons. Além de demonstrar excelentes resultados próximos ao simulador da CIRS 711 e a imagem de TC de um paciente.
- O ABS XCT-A produzido no IPEN também demonstrou um excelente resultado e uma equivalência tanto para tecido ósseo cortical quanto para tecido ósseo trabecular. Sendo uma ótima opção para utilizar como material equivalente a tecido ósseo.
- A FFF evidenciou ser uma técnica de grande qualidade, mesmo utilizando materiais distintos no processo de impressão 3D. Os materiais utilizados apresentam características diferentes, sendo preciso uma metodologia que não tenha um impacto significativo no resultado.
- A impressão 3D permite uma modelagem atípica de regiões anatômicas capaz de representar de forma mais fidedigna os pacientes utilizando simuladores customizados e com valor econômico acessível, quando comparado aos diversos simuladores disponíveis comercialmente.

- Os resultados obtidos demonstram que, embora o procedimento de manipulação e avaliação dos TLDs consuma tempo e exija atenção cuidadosa, é possível obter precisão nas medidas feitas em dosimetria de campos pequenos em feixes clínicos de fótons.

- Os TLDs apresentaram condições de grande precisão nas medidas realizadas com o simulador 3D, mesmo apresentando uma diferença nas medidas, que pode ser justificada por diversos fatores como: presença de ar no simulador causado pelo efeito *warp*, falhas de deposição de material em algumas localidades da peça e considerando a dependência angular dos TLDs. Para uma dosimetria mais apurada seria necessário um estudo para correção da dependência angular dos TLDs.

- Quanto ao efeito da média volumétrica para a configuração deste estudo, onde as irradiações foram efetuadas na profundidade de 1,5 cm e uma distância (SSD) de 100 cm: o μLiF apresentou excelentes resultados, indicando uma baixa influência no efeito do volume sensível do detector. O LiF:Mg,Ti e o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, para esta configuração adotada, não são considerados adequados para campos inferiores a $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

- Outra hipótese a ser analisada em relação aos dosímetros TL é a aproximação deles para outro formato de detector (linha, cilindro, cilindro com eletrodo central) e averiguar se a influência seria menor em outros casos, considerando que este estudo adotou a aproximação apenas para o detector de diodo.

Como resultado, podemos concluir que a utilização do simulador 3D com os dosímetros termoluminescentes demonstraram ser bastante úteis na aplicação da dosimetria de campos pequenos, possibilitando uma averiguação mais precisa nos controles de qualidade envolvendo tratamentos cujas doses são relativamente altas em técnicas como a radiocirurgia que necessita de medidas mais precisas e confiáveis na entrega da dose.

9. REFERÊNCIAS

9. REFERÊNCIAS

AAPM: American Association of Physicists in Medicine - Task Group 42, Report 54. Stereotactic Radiosurgery . Radiation Therapy Committee. **American Institute of Physics**, 1995.

AAPM: American Association of Physicists in Medicine - Task Group 21. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. Radiation Therapy Committee, **Med. Phys.**, v.10, n. 6, nov/dec, 1983.

ALMEIDA, S. B.; VALERIANO, C. C. S.; and CAMPOS, L. L. "Avaliação da substituição de placas de PMMA por PLA impresso 3D na resposta TL do CaSO₄:Dy." **Brazilian Journal of Radiation Sciences** 5.3-A, 2017.

ALMEIDA, S. B.; VILLANI, D.; SAKURABA, R. K.; REZENDE, A. C. P.; and CAMPOS, L. L. Dosimetric evaluation and comparison of TL responses of LiF: Mg, Ti and μ LiF: Mg, Ti in the clinical electron beams dosimetry applied to total skin irradiation (TSEB) treatments. **Radiation Measurements**, v. 125, p. 15-18, 2019.

ALMEIDA, T. V. R.; CORDOVA, A. L.; PIEDADE, P. A.; SILVA, C. M. D.; MARINS, P.; ALMEIDA, C. M.; ... and SOBOLL, D. S. Analysis of translational errors in frame-based and frameless cranial radiosurgery using an anthropomorphic phantom. **Radiologia brasileira**, 49, 98-103, 2016.

ALSOUFI, M. S.; ALHAZMI, M. W.; SUKER, D. K.; ALGHAMDI, T. A.; SABBAGH, R. A.; FELEMBAN, M. A.; and BAZUHAIR, F. K. Experimental characterization of the influence of nozzle temperature in FDM 3D printed pure PLA and advanced PLA+. **American Journal of Mechanical Engineering**, 7(2), 45-60, 2019.

ALEXANDER, B. M.; CLOUGHESY, T. F. Adult glioblastoma. **Journal of Clinical Oncology**, v. 35, n. 21, p. 2402-2409, 2017.

ALFONSO, R.; ANDREO, P.; CAPOTE, R.; HUQ, M. S.; KILBY, W.; KJÄLL, P.; ... and ULLRICH, W. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. **Medical physics**, 35(11), 5179-5186, 2008.

ALL3DP – Disponível em: <https://all3dp.com/2/3d-printing-raft-brim-and-skirt-all-you-need-to-know/>. Acessado em: 01/07/2021.

ARAUJO, J. C; ANDRADE, L. A.; ARAGÃO, J. A.; and DA SILVA, M. V. A incidência e avaliação clínica de Tumores Cerebrais do tipo Meningioma: Revisão Literária. Semana de Pesquisa da Universidade Tiradentes-**SEMPESq**, n. 18, 2018.

ASPRADAKIS, M. M.; BYRNE, J. P.; PALMANS, H.; DUANE, S.; CONWAY, J.; WARRINGTON, A. P.; and ROSSER, K. **IPEM Report 103: Small field MV photon dosimetry**. 2010.

ATKINS, K. M.; BUSSIÈRE, M.; SHIH, HELEN A. Pituitary Adenoma. In: Hypofractionated and Stereotactic Radiation Therapy. **Springer, Cham**. p. 105-114, 2018.

AUDET, C.; POFFENBARGER, B. A.; CHANG, P.; JACKSON, P. S.; LUNDAHL, R. E.; RYU, S. I.; and RAY, G. R. Evaluation of volumetric modulated arc therapy for cranial radiosurgery using multiple noncoplanar arcs. **Medical physics**, 38(11), 5863-5872., 2011.

AZANGWE, G.; GROCHOWSKA, P.; GEORG, D.; IZEWSKA, J.; HOPFGARTNER, J.; LECHNER, W.; ... and FUKUMURA, A. Detector to detector corrections: a comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams. **Medical physics**, 41(7), 072103, 2014.

BARBOSA, P. O. **Implementação do controle de qualidade para sistemas de planejamento de tratamento em radioterapia nas avaliações locais do PQRT/INCA**. Dissertação de Mestrado. Instituto Alberto Luiz de Coimbra – Universidade Federal do Rio de Janeiro. 2011.

BARBOSA, N. A. Desenvolvimento de um Simulador de cabeça para a aplicação no controle da qualidade de Radiocirurgia Estereotáxica, 2010.

BABALOU, S.; JAFARI, S.; POLAK, W.; GHORBANI, M.; HUBBARD, M.W.; LOHSTROH, A.; ... and JABERI, R. Development of a novel and low-cost anthropomorphic pelvis phantom for 3D dosimetry in radiotherapy. **Journal of Contemporary Brachytherapy**, v. 12, n. 5, p. 470, 2020.

BENMAKHLOUF, H., SEMPAN, J., and ANDREO, P. Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: a Penelope Monte Carlo study. **Medical physics**, v. 41, n. 4, p. 041711, 2014.

BIAU, J.; KHALIL, T.; VERRELLE, P.; and LEMAIRE, J. J. Fractionated radiotherapy and radiosurgery of intracranial meningiomas. **Neurochirurgie**, 64(1), 29-36, 2018.

BRAINLAB: ExacTrac 6.5. In: **BRAINLAB: ExacTrac 6.5**. Munich, Alemanha, 2021. Disponível em: <https://www.brainlab.com/bp/produtos-de-radiocirurgia/exactrac-6-5/>. Acesso em: 31 out. 2021.

BRAVIM, A. "**Aplicação das técnicas de dosimetria termoluminescente (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL) na determinação de curvas de isodose em uma simulação de tratamento de câncer pela técnica de radioterapia em arco modulado volumétrico-VMAT**", Tese Universidade de São Paulo, 2015.

BRAVIM, A.; SAKURABA, R. K.; CRUZ, J. C.; CAMPOS, L. L. Dose-response and intrinsic efficiency of thermoluminescent dosimeters in a 15 MV clinical photon beam in a liquid water phantom. **Applied Rad. And Isotopes**, v. 70, p. 1360-1362, 2012.

BROGGI, S.; CANTONE, M. C.; CHIARA, A.; MUZIO, N. D.; LONGOBARDI, B.; MANGILI, P.; and VERONESE, I. Application of failure mode and effects analysis (FMEA) to pretreatment phases in tomotherapy. **Journal of applied clinical medical physics**, 14(5), 265-277, 2013.

BLACK P.M.; JOHNSON, M. D. Surgical resection for patients with solid brain metastases: current status. **J Neurooncol**; 69(1-3): 119-24, 2004.

BRADLEY, K. A., MEHTA, M. P. Management of brain metastases. *Semin. Oncol*; 31 (5): 693-70, 2004.

BERGER, M. J.; SELTER, S. M.; DOMEN, S. R.; and LAMPERTI, P. J. "Electron Dosimetry with Ionization Chambers". NBS SP456, *Proceed. Of NBS Symposium*, P. 307-312, 1976.

CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N. Thermoluminescent dosimetry. Londres: *The Colonial Press*, 1968.

CAMPOS, L.L.and SOUZA C.N. "Proced.do Fifth Latin America Conference on **Medical Physics**". 7-12 Outubro – Ribeirão Preto, SP, Brasil, 1990.

CAMPOS, L.L. and LIMA, M.F. "**Thermoluminescent CaSO₄:Dy + Teflon Pellets for Beta Radiation Detection**". *Rad. Prot. Dosim.* 18, 2, 95, 1987.

CAMPOS, L. L., and LIMA, M. F. Dosimetric properties of CaSO₄: Dy teflon pellets produced at IPEN. *Radiation Protection Dosimetry*, 14(4), 333-335, 1986.

CANTERAS, M. M. Radiocirurgia. *Revista Neurociências*, v. 13, n. 4, p. 190-195, 2005.

CAIMARI, F.; KORBONITS, M. Novel genetic causes of pituitary adenomas. 2016.

CALCINA, C. S. G. **Características dosimétricas para campos pequenos, visando a implementação de um sistema postal de controle de qualidade na radiocirurgia**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2006.

CIRS: TISSUE SIMULATION and PHANTOM TECHNOLOGY. *In: CIRS: TISSUE SIMULATION and PHANTOM TECHNOLOGY*. USA, 2021. Disponível em: <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/phantom-patient-for-stereotactic-end-to-end-verification/>. Acesso em: 17 nov. 2021. (a)

CIRS - TISSUE SIMULATION & PHANTOM TECHNOLOGY: MODEL 711-HN. *In: CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology: MODEL 711-HN*. USA, Ano 2021. Disponível em: <https://www.cirsinc.com/products/diagnostic-ct/atom-max-dental-diagnostic-head-phantom/>. Acesso em: 29 out. 2021. (b)

CLAUS, E. B.; BONDY M. L.; SCHILDKRAUT J. M.; WIEMELS J. L.; WRENSCH M.; BLACK P. M. Epidemiology of intracranial meningioma. *Neurosurgery*, v. 57, n. 6, p. 1088-1095, 2005.

CRAFT, D. F.; and HOWELL, R. M. Preparation and fabrication of a full-scale, sagittal-sliced, 3D-printed, patient-specific radiotherapy phantom. *Journal of applied clinical medical physics*, 18(5), 285-292, 2017.

CRANMER-SARGISON, G.; LIU, P. Z. Y.; WESTON, S.; SUCHOWERSKA, N.; and THWAITES, D. I. Small field dosimetric characterization of a new 160-leaf MLC. *Physics in Medicine & Biology*, 58(20), 7343, 2013.

CROSBIE, J.; SMITH, R.; ELLIOTT, S.; GAGLIARDI, F.; LANCASTER, C.; DROEGE, J.; and DALLY, M. Commissioning of the brainlab M3 micro-MLC and planning system for stereotactic radiosurgery-experience of first Australian site. **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine**, 27(4), 319, 2004.

CRUZ, G. B.; DE ANDRADE, M. M.; E SILVA, L. F. O.; DE SOUSA FARIA, S.; and LEITE, E. B. Anthropomorphic 3D Printed Prostate Simulator Applied to Dosimetry with Fricke Gel in Radiotherapy. In **XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering** (pp. 745-752). Springer, Singapore, 2019.

CRUZEIRO, A.: ADENOMA DE HIPÓFISE. In: **Alexandre Cruzeiro: ADENOMA DE HIPÓFISE**. Rio de Janeiro, 9 dez. 2010. Disponível em: <https://clinicadralexandrecruzeiro.webnode.com.br/news/adenoma-de-hipofise/>. Acesso em: 29 out. 2021.

CUNHA, A. P. V. **Implementação do formalismo para dosimetria de campos pequenos, TRS-483, e avaliação do impacto na radioterapia**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2019.

DANIELS, F.; BOYD, C. A.; and SAUNDERS, D. F. Thermoluminescence as a research tool. **Science**, 117 (3040), 343-349, 1953.

DAS, I. J.; DING, G. X.; and AHNESJÖ, A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. **Medical physics**, 35(1), 206-215, 2008.

DA ROZ, L. M.; DE SOUZA, E. C.; DA RÓZ, L. M.; FUZISAKI, T. T.; DE CARVALHO GICO, V.; CARIOCA, A. L.; ... & TEIXEIRA, M. J. Experiência de 10 anos de radiocirurgia e radioterapia estereotática fracionada em uma instituição pública de ensino. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia: Brazilian Neurosurgery**, 37(S 01), A2666, 2018.

DAVIS, M. E. Glioblastoma: overview of disease and treatment. **Clinical journal of oncology nursing**, 20(5), S2. 2016.

DEWERD, L. A. **The phantoms of medical and health physics**. Berlin: Springer, 2014.

DEWERD, L. A.; HAMMER, C.; and KRY, S. Medical Applications of Luminescent Materials. **Advances In Physics And Applications Of Optically And Thermally Stimulated Luminescence**, 439, 2019.

DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG, “DIN 6809-8: Klinische Dosimetrie-Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder,” [DIN 6809-8 Clinical Dosimetry – Part 8: Dosimetry of small photon fields] (DIN, Berlin, in press). Disponível em: https://www.dgmp-kongress.de/fileadmin/congress/media/dgmp/pdf/DGMP2015_Abstractband.pdf. Acessado em 06/04/2020 as 15:37.

- DIAMANTOPOULOS, S., KANTEMIRIS, I., PATATOUKAS, G., DILVOI, M., EFSTATHOPOULOS, E., KOULOULIAS, V., and PLATONI, K. Theoretical and experimental determination of scaling factors in electron dosimetry for 3D-printed polylactic acid. **Medical physics**, 45(4), 1708-1714, 2018.
- DIETERICH, S., and SHEROUSE, G. W. Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors. **Medical physics**, 38(7), 4166-4173, 2011.
- DIMITRIADIS, A., and PADDICK, I. A novel index for assessing treatment plan quality in stereotactic radiosurgery. **Journal of Neurosurgery**, 129(Suppl1), 118-124, 2018.
- DURAGKAR, A., MULEY, A., PAWAR, N. R., CHOPRA, V., DHOBLE, N. S.; CHIMANKAR, O. P.; and DHOBLE, S. J. Versatility of thermoluminescence materials and radiation dosimetry—A review. **Luminescence**, 2019.
- EVANS, B. Practical 3D printers. The science and Art of 3D printing. Apress. 2012.
- EHLER, E. D.; BARNEY, B. M.; HIGGINS, P. D.; DUSENBERY K. E. Patient specific 3D printed phantom for IMRT quality assurance. **Phys Med Biol**. 59: 5763– 5773, 2014.
- FARIA, S. L.; SOUHAMI, L.; BAHARY, J. P.; CARON, J. L.; VILLEMURE, J. G., OLIVIER, A.; ... and PODGORSKAK, E. B. Brain metastasis: palliative treatment with radiosurgery. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, 53(3B), 570-576, 1995.
- FORD, E. C.; GAUDETTE, R.; MYERS, L.; VANDERVER, B.; ENGINEER, L.; ZELLARS, R.; ... and DEWEESE, T. L. Evaluation of safety in a radiation oncology setting using failure mode and effects analysis. **International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics**, 74(3), 852-858, 2009.
- FREGENE, A. O.; Fricke Dosimetry in Radiotherapy. **Med. Phys.** 3 (5), 360-363, 1976.
- FURNARI, L. Controle de qualidade em radioterapia. **Revista Brasileira de Física Médica**, 3(1), 77-90, 2009.
- FURETTA, C. Handbook of Thermoluminescence: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, 2003.
- GALLAS, R. R.; HÜNEMOHR, N.; RUNZ, A.; NIEBUHR, N. I.; JÄKEL, O. and GREILICH, S. An anthropomorphic multimodality (CT/MRI) head phantom prototype for end-to-end tests in ion radiotherapy. **Zeitschrift fuer Medizinische Physik**, v. 25, n. 4, p. 391-399, 2015.
- GARLOTTA, D. A. Literature Review of Poly (Lactic Acid). **Journal of Polymers and the Environment**. V.9, n. 2, p. 63-84, 2001.
- GER, R.; BURGETT, E. A.; PRICE, R. R.; CRAFT, D. F.; KRY, S. F.; HOWELL, R. M. WE-D-BRA-05: Pseudo in vivo patient dosimetry using a 3D-printed patient-specific phantom. **Med Phys.**; 42: 3667– 3667, 2015.

GRIESER, F. 3D Printing Quality Issues: 10 Tricks to Avoid Them. 2015. Disponível em <<https://all3dp.com/3d-printing-quality/>>. Acessado em: 30/06/2021.

GOFFMAN, T. E.; and GLATSTEIN, E. Intensity-modulated radiation therapy. **Radiation research**, 158(1), 115-117, 2002.

GOLDSTONE, K. E. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, in: ICRU Report 44, **International Commission on Radiation Units and Measurements**, USA, 1990.

HAMEDANI, B. A.; MELVIN, A.; VAHEESAN, K.; GADANI, S.; PEREIRA, K.; and HALL, A. F. Three-dimensional printing CT-derived objects with controllable radiopacity. **Journal of applied clinical medical physics**, 19(2), 317-328, 2018.

HIGGINS P. D.; SIBATA C. H; SISKIND, L.; SOHN J. W. Deconvolution of detector size effect for small field measurement. **Med Phys**. 22:1663-6, 1995.

HSU, S. M.; LAI, Y. C.; JENG, C. C.; and TSENG, C. Y. Dosimetric comparison of different treatment modalities for stereotactic radiotherapy. **Radiation Oncology**, 12(1), 155, 2017.

HUYSKENS, D.; BOGAERTS, R.; VERSTRAETE, J.; LÖÖF, M.; NYSTRÖM, H.; FIORINO, C.; ... and TWAITHES, D. I. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose), 2001.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students**. Vienna, 2005.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. IAEA TRS-398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: **An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. Vienna: IAEA; 2000.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: “**An International code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water**”. (IAEA, Vienna, 2001).

ICRU: INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS and MEASUREMENTS, “**Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures**”, ICRU Report 24, ICRU Publications, Bethesda ND, 1976.

ICRU: INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS and MEASUREMENTS - Report 48. **Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection**, 1992.

ICRU: INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU Report 83: **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam IMRT**. Geneva, Switzerland, 2010.

INCA: O que é câncer?. In: **INCA: O que é câncer?**. Brasil: INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER MINISTÉRIO DA SAÚDE, 30 nov. 2020. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/o-que-e-cancer>. Acesso em: 29 out. 2021 (a).

INCA: ABC do câncer: Abordagens básicas para o controle do câncer. In: **INCA: ABC do câncer: Abordagens básicas para o controle do câncer**. 2º edição. ed. Rio de Janeiro: INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012. Disponível em: https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/inca/abc_do_cancer_2ed.pdf. Acesso em: 29 out. 2021.

KASE, K. R.; ADLER, G. J.; and BJARNGARD, B. E. "Electron Dosimetry with Ionization Chambers" *Med. Phys.* 2 (1) 13-19, 1982.

KARAMOUZIS, I.; CAPUTO, M.; MELE, C.; NUZZO, A.; ZAVATTARO, M.; CAR, P.; ... and AIMARETTI, G. Transsphenoidal surgery for pituitary adenomas: early results from a single center. *Hormones*, 17(4), 551-556, 2018.

KESSLER, R. A.; GARZON-MUVDI, T.; YANG, W.; WEINGART, J.; OLIVI, A.; HUANG, J.; ... and LIM, M. Metastatic atypical and anaplastic meningioma: a case series and review of the literature. *World neurosurgery*, 101, 47-56, 2017.

KNÖÖS, T.; AHLGREN, L.; and NILSSON, M. "Comparison of measured and calculated absorbed doses from tangential irradiation of the breast," *Radiother. Oncol.* 7: 81-8, 1986.

KONDZIOLKA, D.; PATEL, A.; LUNSFORD, L. D.; and FLICKINGER, J. C. Decision making for patients with multiple brain metastases: radiosurgery, radiotherapy, or resection? *Neurosurg Focus*; 9:1-6, 2000.

KRAUS, J.; THOMAS, E.; WU, X.; FIVEASH, J.; and POPPLE, R. SU-F-T-629: Effect of Multi-Leaf Collimator (MLC) Width On Plan Quality of Single-Isocenter VMAT Intracranial Stereotactic Radiosurgery for Multiple Metastases. *Medical physics*, 43 (6Part23), 3608-3608, 2016.

KRON, T.; ELLIOT, A.; WONG, T.; SHOWELL, G.; CLUBB, B.; and METCALFE, P. "X-ray surface dose measurements using TLD measurements," *Medical Physics*, 1994.

KUTCHER, G. J.; COIA, L.; GILLIN, M.; HANSON, W. F.; LEIBEL, S.; MORTON, R. J.; ... and WELLER, M. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group 40. *Medical physics*, 21(4), 581-618, 1994.

LAMBA, N.; MUSKENS, I. S.; DIRISIO, A. C.; MEIJER, L.; BRICENO, V.; EDREES, H.; ... and SMITH, T. R. Stereotactic radiosurgery versus whole-brain radiotherapy after intracranial metastasis resection: a systematic review and meta-analysis. *Radiation Oncology*, 12(1), 106, 2017.

LI, X.; WU, C.; CHEN, N.; GU, H.; YEN, A.; CAO, L. and WANG, L. PI3K/Akt/mTOR signaling pathway and targeted therapy for glioblastoma. *Oncotarget*, 7(22), 33440, 2016.

LITVAC, D. **Desenvolvimento de um kit postal dosimétrico para calibração de aplicadores clínicos de betaterapia no Brasil**. Diss. Universidade de São Paulo, 2019.

LOW, D. A.; MORAN, J. M.; DEMPSEY, J. F.; DONG, L.; and OLDHAM, M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. **Medical physics**, 38(3), 1313-1338, 2011.

MERGENER, D.; and DA SILVA, F. P. Processo de prototipagem rápida como alternativa para o re-design de componentes de equipamentos: estudo de caso de uma hélice para exaustor de ar impressa em 3D. **Projetica**, 12(1), 88-113, 2021.

MARQUES, K. Manufatura aditiva: o futuro do mercado industrial de fabricação e inovação. EESC-USP 2014. Disponível em: <http://www.eesc.usp.br/portaleesc/index.php?option=com_content&view=article&id=1934:manufatura-aditiva-o-futuro-do-mercado-industrial-de-fabricacao-e-inovacao&catid=115&Itemid=164>. Acesso em 03/09/2018.

MATSUSHIMA, L. C. Determinação das curvas de isodose e confirmação do planejamento em Radioterapia de Intensidade Modulada-IMRT convencional empregando as técnicas de termoluminescência, luminescência opticamente estimulada e detectores semicondutores. **Diss. Universidade de São Paulo**, 2015.

MARÍN, A.; RENNER, A.; ITRIAGO, L.; and ÁLVAREZ, M. Metástasis cerebrales: una mirada biológica y clínica. **Revista Médica Clínica Las Condes**, 28(3), 437-449, 2017.

MOURYA, A.; AGGARWAL, L. M.; MANDAL, A.; SHAHI, U. P.; RAM, C.; ASTHANA, A. K.; and PRADHAN, S. An inexpensive method of small photon field dosimetry with EBT3 radiochromic film. **Health and Technology**, 8(3), 171-177, 2018.

MCKEEVER, S.W.S. MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P.D. Thermoluminescence dosimetry materials: Properties and user. Ashford, Kent: Nuclear Technology Publishing, 1995.

MCFALINE-FIGUEROA, J. R.; LEE, E. Q. Brain tumors. **The American journal of medicine**, v. 131, n. 8, p. 874-882, 2018.

MEI, Y.; BI, W. L.; GREENWALD, N. F.; AGAR, N. Y.; BEROUKHIM, R.; DUNN, G. P.; and DUNN, I. F. Genomic profile of human meningioma cell lines. **PloS one**, 12(5), e0178322, 2017.

MINNITI, G.; CLARKE, E.; SCARINGI, C.; and ENRICI, R. M. Stereotactic radiotherapy and radiosurgery for non-functioning and secreting pituitary adenomas. **Reports of Practical Oncology & Radiotherapy**, 21(4), 370-378, 2016.

NIEBUHR, N. I.; JOHNEN, W.; GÜLDAGLAR, T.; RUNZ, A.; ECHNER, G.; MANN, P.; ... and GREILICH, S. Radiological properties of tissue surrogates used in a multimodality deformable pelvic phantom for MR-guided radiotherapy. **Medical physics**, 43(2), 908-916, 2016.

NIRANJAN, A.; KANO, H.; MONACO III, E. A.; and LUNSFORD, L. D. Salvage Leksell Stereotactic Radiosurgery for Malignant Gliomas. In **Leksell Radiosurgery** (Vol. 34, pp. 191-199). Karger Publishers, 2019.

NUNES, M. G.; CAMPOS, L. L. **Study of CaSO₄:Dy and LiF:Mg,Ti Detectors TL Response to Electron Radiation Using a SW Solid Water Phantom.** *Rad. Measur.* 43 (2008) 459 - 462.

OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. *Applied thermoluminescence dosimetry.* Ispra, Itália: Adam Hilger Ltd (Commission of the European Communities), 1981.

OLAR, A.; WANI, K. M.; WILSON, C. D.; ZADEH, G.; DEMONTE, F.; JONES, D. T.; ... and ALDAPE, K. D. Global epigenetic profiling identifies methylation subgroups associated with recurrence-free survival in meningioma. *Acta neuropathologica*, 133(3), 431-444, 2017.

OLIVEIRA, L.N.D. **Parâmetros dosimétricos e coeficiente de difusão para elétrons em campos pequenos, através do dosímetro Fricke Xilenol Gel.** Tese de doutorado, Universidade de São Paulo, 2007.

OHIRA, S.; UEDA, Y.; AKINO, Y.; HASHIMOTO, M.; MASAOKA, A.; HIRATA, T.; ... and TESHIMA, T. HyperArc VMAT planning for single and multiple brain metastases stereotactic radiosurgery: a new treatment planning approach. *Radiation Oncology*, 13(1), 13, 2018.

PARWAIE, W.; REFAHI, S.; ARDEKANI, M. A.; and FARHOOD, B. Different dosimeters/detectors used in small-field dosimetry: Pros and cons. *Journal of medical signals and sensors*, 8(3), 195, 2018.

POLI, M. E. R. **Definição do volume de planejamento do alvo (PTV) e seu efeito na radioterapia.** Diss. Universidade de São Paulo, 2007.

POULSEN, A. H.; HVIDTFELDT, U. A.; SØRENSEN, M.; PUETT, R.; KETZEL, M.; BRANDT, J.; ... and RAASCHOU-NIELSEN, O. Intracranial tumors of the central nervous system and air pollution—a nationwide case-control study from Denmark. *Environmental Health*, 19(1), 1-12, 2020.

PRICE, E.; ROBINSON, A. P.; CULLEN, D. M.; TIPPING, J.; CALVERT, N.; HAMILTON, D.; ... and SMITH, A. Improving molecular radiotherapy dosimetry using anthropomorphic calibration. *Physica Medica*, 58, 40-46, 2019.

PREUSSER, M.; BRASTIANOS, P. K.; MAWRIN, C. Advances in meningioma genetics: novel therapeutic opportunities. *Nature Reviews Neurology*, v. 14, n. 2, p. 106, 2018.

RAISE 3D - <https://www.raise3d.com/collections/3d-printer/products/pro2-3d-printer>. Acesso em 27/05/2019.

REPORT. No. TRS-483 - Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: **Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM.** International Code of Practice for reference and relative dose determination, 2018.

RSD – RADIOLOGY SUPPORT DEVICES INC. Alderson Phantoms Disponível em: <http://rsdphantoms.com/radiation-therapy/phantoms-for-linac-radiosurgery-and-the-gamma-knife/> Acessado em: 23/12/2019.

RUGGIERI, R.; NACCARATO, S.; MAZZOLA, R.; RICCHETTI, F.; CORRADINI, S.; FIORENTINO, A.; and ALONGI, F. Linac-based VMAT radiosurgery for multiple brain lesions: comparison between a conventional multi-isocenter approach and a new dedicated mono-isocenter technique. **Radiation Oncology**, 13(1), 38, 2018.

RUTKOWSKI, J. V., and LEVIN, C. B. Acrylonitrile-Butadiene-Styrene Copolymers (ABS): Pyrolysis and Combustion Products and their Toxicity - A review of the Literature. *Fire and Materials*, v.10, p.93-105, 1986.

SADEK, A. M.; KHAMIS, F.; POLYMERIS, G. S.; CARINOU, E.; and KITIS, G. Similarities and differences between two different types of the thermoluminescence dosimeters belonging to the LiF family. **physica status solidic**, 14(1-2), 1600220, 2017.

SAMADI, M. P.; ESMAILI T. A.; NANKALI, S.; and REZAIE, M. R. A Simulation Study on Patient Setup Errors in External Beam Radiotherapy Using an Anthropomorphic 4D Phantom. **Iranian Journal of Medical Physics**, 13(4), 276-288, 2016.

SANCHES, A. F. **Síntese de novos complexos de rutênio para tratamento dos adenomas da hipófise** Diss. 2016.

SANTOS, A. J.; FRANCO, C. M. R.; BORGES, L. R. R.; MALHEIROS, S. M. F.; and GABBAI, A. A. Metástases cerebrais. **Revista Neurociências**, 9(1), 20-26, 2001.

SAVI, M.; ANDRADE, M. A. B.; POTIENS, M. P. A. Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 174, p. 108906, 2020.

SIBATA, C. H.; MOTA H. C.; BEDDER A. S.; HIGGINS P.D.; SHIN K.H. Influence of detector size in photon beam profile measurements. **Phys Med Biol**. 1991;36(5):621- 31.

SINGHRAO, K.; FU, J.; WU, H. H.; HU, P.; KISHAN, A. U.; CHIN, R. K. and LEWIS, J. H. A novel anthropomorphic multimodality phantom for MRI-based radiotherapy quality assurance testing. **Medical physics**, 47(4), 1443-1451, 2020.

SILVA, P. C.; SANTANDREA, R. S.; BRANDÃO, L. C.; XAVIER, M. V. A.; and VOLPINI, V. L. Impressão 3D: Um guia prático. **Brazilian Journal of Development**, 6(11), 84478-84493, 2020.

SIMPLIFY3D – Disponível em: <https://www.simplify3d.com/support/articles/rafts-skirts-and-brims/>. Acessado em: 01/07/2021.

SOFFIETTI, R.; AHLUWALIA, M.; LIN, N.; and RUDÀ, R. Management of brain metastases according to molecular subtypes. **Nature Reviews Neurology**, 16(10), 557-574, 2020.

SOUZA, P. R. D. **Avaliação comparativa de dosimetria com LiF: Mg, Ti (TLD-100) em phantom antropomórfico com o sistema de planejamento (TPS) para câncer de pulmão**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2019.

TEIXEIRA, F. C., FARIA, A. L., PEREIRA, D. P., and SILVA, F. M. I. Análise qualitativa do risco no processo de tratamento em radioterapia para as etapas executadas pelo técnico/tecnólogo na radioterapia de intensidade modulada (IMRT). In: **Proceedings of the IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety–IRPA**, 2013.

TILLANDER, M.; RAHOLA, T.; AUTIO, T.; PARONEN, M. **Experiences in Calibration with Three Different Types of Phantom**. Rad. Prot. Dosim., v. 89, no. 3-4, p. 313-316, 2000.

THAKKAR, J. P.; DOLECEK, T. A.; HORBINSKI, C.; OSTROM, Q. T.; LIGHTNER, D. D.; BARNHOLTZ-SLOAN, J. S.; and VILLANO, J. L. Epidemiologic and molecular prognostic review of glioblastoma. **Cancer Epidemiology and Prevention Biomarkers**, 23(10), 1985-1996, 2014.

THE PHANTOM Laboratory: Catphan ®604 Manual. In: **The Phantom Laboratory: Catphan ®604 Manual**. EUA, 2020. Disponível em: <https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1adcd295c2/t/5efe3c9cb415005eed8ae334/1593719971234/CTP604Manual20200701.pdf>. Acesso em: 12 nov. 2021.

THOMAS, E. M.; CHAO, S. T.; MARKERT, J. M.; NEYMAN, G.; POPPLE, R. A.; BARNETT, G. H.; and FIVEASH, J. B. Interinstitutional Dosimetric Comparison Between Stereotactic Radiosurgery and Volumetric Modulated Arc Therapy Radiosurgery for Difficult Intracranial Cases. **International Journal of Radiation Oncology• Biology• Physics**, 96(2), E693, 2016.

YU, B.; JI, N.; MA, Y.; YANG, B.; KANG, P.; and LUO, F. Clinical characteristics and risk factors for headache associated with non-functioning pituitary adenomas. **Cephalalgia**, 37(4), 348-355, 2017.

YUKIHARA E.G. and MCKEEVER S.W.S., **Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications**, Wiley and Sons, 2011.

YUKIHARA, E. G. and MCKEEVER, S. W. S. **Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine**. Phys. Med. Biol. 53, R351–R379, 2008.

VALERIANO, C. C. S. **Emprego de simulação computacional para avaliação de objetos simuladores impressos 3D para aplicação em dosimetria clínica**. Diss. Universidade de São Paulo, 2017.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS, Inc: Radiotherapy - TrueBeam. In: **Varian Medical Systems, Inc.: Radiotherapy - TrueBeam**. United States, Ano 1999-2021. Disponível em: <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/truebeam>. Acesso em: 29 out. 2021 (a).

VARIAN MEDICAL SYSTEMS, Inc: HyperArc - stereotactic radiosurgery. In: **Varian Medical Systems, Inc.: HyperArc - stereotactic radiosurgery**. United States, Ano 1999-2021. Disponível em: <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-planning/hyperarc>. Acesso em: 29 out. 2021 (b).

VARIAN MEDICAL SYSTEM (c) - <https://www.varian.com/oncology/treatment-techniques/external-beam-radiation/imrt>. Acesso: 29/05/2019.

VANDAM, J.; and MARINELLO, G. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. Garant Publ. **Physics for Clinical Radiotherapy Booklet 1**; ESTRO: Brussels: Belgium. 1994.

VENEZIANI, G. R. **Desenvolvimento de um objeto simulador Canis Morphic utilizando impressora 3D para aplicação em dosimetria na área de radioterapia veterinária**. Diss. Universidade de São Paulo, 2017.

VERBAKEL, W. F.; CUIJPERS, J. P.; HOFFMANS, D.; BIEKER, M.; SLOTMAN, B. J.; and SENAN, S. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. **International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics**, 74(1), 252-259, 2009.

VILLANI, D. **Avaliação de dosímetros de óxido de alumínio pela técnica OSL na dosimetria de campos de fótons clínicos utilizados no tratamento radioterápico em arco modulado volumétrico**. Diss. Universidade de São Paulo, 2017.

VILLANI, D. **Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2021.

VILELA, M. E. F. B. A.; REZENDE, M. A. F.; FERREIRA, R. C.; FREIRE, P. C.; JÚNIOR, I. I. S.; COELHO, A. B.; ... and ARAUJO, C. Meningioma psamomático intraventricular: Uma abordagem radiográfica. Relato de caso Intraventricular psamomatic meningioma: A radiographic approach. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 4, n. 5, p. 21970-21976, 2021.

WANG, W.; CHO, H. Y.; ROSENSTEIN-SISSON, R.; RAMOS, N. I. M.; PRICE, R.; HURTH, K.; ... and CHEN, T. C. Intratumoral delivery of bortezomib: Impact on survival in an intracranial glioma tumor model. **Journal of neurosurgery**, 128(3), 695-700, 2017.

WALIGÓRSKI, M. P. R. What can solid state detectors do for clinical dosimetry in modern radiotherapy?. **Radiation protection dosimetry** 85. 1-4 : 361-366, 1999.

WHYTE, R. I.; CROWNOVER, R.; MURPHY, M. J.; MARTIN, D. P.; RICE, T. W.; DECAMP JR, M. M.; ... and LE, Q. T. Stereotactic radiosurgery for lung tumors: preliminary report of a phase I trial. **The Annals of thoracic surgery**, 75(4), 1097-1101, 2003.

WIEMELS, J.; WRENSCH, M.; CLAUS, E. B. Epidemiology and etiology of meningioma. **Journal of neuro-oncology**, v. 99, n. 3, p. 307-314, 2010.

WU, Q.; SNYDER, K. C.; LIU, C.; HUANG, Y.; ZHAO, B.; CHETTY, I. J.; and WEN, N. Optimization of treatment geometry to reduce normal brain dose in Radiosurgery of multiple brain metastases with single-Isocenter volumetric modulated arc therapy. **Scientific reports**, 6, 34511, 2016.

WÜRFEL, J. U. Dose measurements in small fields. **Med Phys**, 1(1), 81-90, 2013.

ZHANG, F.; ZHANG, H.; ZHAO, H.; HE, Z.; SHI, L.; HE, Y.; ... and QIU, J. Design and fabrication of a personalized anthropomorphic phantom using 3D printing and tissue equivalent materials. **Quantitative imaging in medicine and surgery**, 9(1), 94, 2019.

ZIER, A. F.; LEMOS, A. D. N. F.; DE MELO VOLPATO, E.; DE CAMPOS FATUCH, I.; DE OLIVEIRA, R. P.; and DOS SANTOS, A. M. Estudo da prototipagem rápida por meio da impressão 3D e seu efeito na redução de custos e prazos dos projetos de produto. **Memorial TCC Caderno da Graduação**, 5(1), 301-318, 2019.

3D FILA: Impressão 3D. *In*: **3DFila**: Impressão 3D. Brasil, Ano 2013 - 2021. Disponível em: <https://3dfila.com.br/conheca-as-etapas-da-impressao-3d-fdm-ou-fff/>. Acesso em: 29 out. 2021.

ANEXO

Programa utilizado para cálculo do efeito de média do volume com relação aos dosímetros termoluminescentes, utilizados para perfis de feixe de 6 MV e profundidade de 1,5 cm em condições de campos pequenos, adaptado de Cunha, 2019.

```
// Indexação 1 refere-se aos dados transversais e 2, aos longitudinais.
xc1 = 0
xc2 = 0
y01 = 0
y02 = 0

// Variâncias
s1 = 0
s2 = 0

// A
A1 = 0
A2 = 0
//-----
// Geometria (dimensões das CIs, ou detectores, em mm)
R = 0
L = 0
// Diodo
function t=wF(x, y)
if sqrt(y^2 + x^2) <= abs(R) then
t = 1
else
t = 0
end
endfunction
// MULTIPLICAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO OAR(x,y) por w(x,y)

function t=Oar(x, y)
x1 = x
x2 = y
t1 = y01 + (A1/(s1*sqrt(%pi/4*ln(2))))*exp(-4*ln(2)*((x1- xc1)/s1)^2)
t2 = y02 + (A2/(s2*sqrt(%pi/4*ln(2))))*exp(-4*ln(2)*((x2- xc2)/s2)^2)
t = t1 * t2
endfunction

function t=fE(x, y), t = wF(x,y)*Oar(x,y), endfunction

// CÁLCULOS
X = [-R, -L/2; R, L/2; R, -L/2] //domínio de integração
Y = [-R, -L/2; -R, L/2; R, L/2] //[-L/2,L/2] x [-R,R]

Kvol_F = int2d(X,Y,wF)/int2d(X,Y,fE);
disp(Kvol_F,"Kvol_Diodo:");
```

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.
