



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

YELINA GONZÁLEZ PÉREZ

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO PARA
AUDITORIAS E INTERCOMPARAÇÕES EM TÉCNICAS AVANÇADAS DE
RADIOTERAPIA IMPLEMENTANDO O PROTOCOLO TG-119 DA AAPM**

Recife

2021

YELINA GONZÁLEZ PÉREZ

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO PARA
AUDITORIAS E INTERCOMPARAÇÕES EM TÉCNICAS AVANÇADAS DE
RADIOTERAPIA IMPLEMENTANDO O PROTOCOLO TG-119 DA AAPM**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear

Orientador: Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro Barros

Coorientador: Prof. Dr. Rodolfo Alfonso Laguardia

Recife

2021

Catálogo na fonte
Bibliotecário Gabriel Luz, CRB-4 / 2222

P438a Pérez, Yelina González.
Avaliação do desempenho de um sistema dosimétrico para auditorias e intercomparações em técnicas avançadas de radioterapia implementando o protocolo TG-119 da AAPM / Yelina González Pérez. 2021.
172 f: il.

Orientador: Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro Barros.

Coorientador: Prof. Dr. Rodolfo Alfonso Laguardia.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, Recife, 2021.

Inclui referências e apêndices.

1. Tecnologias energéticas e nucleares. 2. Óxido de berílio (BeO). 3. Luminescência opticamente estimulada (OSL). 4. IMRT. 5. VMAT. 6. Auditoria. I. Barros, Vinicius Saito Monteiro (Orientador). II. Laguardia, Rodolfo Alfonso (Coorientador). III. Título.

UFPE

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG / 2023 - 37

YELINA GONZÁLEZ PÉREZ

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO PARA
AUDITORIAS E INTERCOMPARAÇÕES EM TÉCNICAS AVANÇADAS DE
RADIOTERAPIA IMPLEMENTANDO O PROTOCOLO TG-119 DA AAPM**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovado em: 08 / 09 / 2021.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro Barros (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof^a. Dr^a. Mércia Liane de Oliveira (Examinador Externo)
Comissão Nacional de Energia Nuclear

Prof. Dr. William Jaramillo Garzon (Examinador Externo)
Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia

Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Mario Antonio Bernal Rodriguez (Examinador Externo)
Universidade Estadual de Campinas

Aos meus pais, María Elvira e Vicente Luis, por serem tudo para mim.
Por ser fonte de apoio e inspiração de tudo o que eu faço na minha vida
A meu filho Jorge Vicente, por ser meu maior tesouro.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Helen Jamil Khoury por todo o carinho e incentivo com o qual me recebeu na universidade, pelos ensinamentos e orientações.

Ao Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros por ter aceitado ser orientador deste trabalho, por sua imensa paciência, sabedoria e suporte sem igual, pela confiança que possibilitaram o desenvolvimento e conclusão desta tesis.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Rodolfo Alfonso Laguardia pela atenciosa orientação e contribuições valiosas para o desenvolvimento da pesquisa. Agradeço especialmente pela confiança, compreensão e amizade.

Aos professores do comitê de acompanhamento e integrantes da banca pelo tempo e dedicação investidos neste trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela outorga da bolsa de doutorado, processo nº. 158691/2015-6.

Ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Energéticas e Nucleares (PROTEN), da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), por aceitar meu projeto de pesquisa.

À toda a equipe do Real Hospital Português, em especial agradeço ou chefe Dr. Ernesto Henrique Roesler, pela infraestrutura disponibilizada, para a realização do trabalho experimental, pelo interesse na pesquisa.

À equipe de física do Hospital Português (Roberta, Geneci, Thiago, Karen e Lucas), pelas horas de descanso que deixaram de aproveitar por me ajudar, por todo o apoio e incentivo. Muito obrigada.

À Matheus Fernando, por sua ajuda incondicional, muito obrigada.

A todos que fazem parte do GDOIN/LMRI - DEN/UFPE, Égita, Ana Dayse, Dayana, André, Caio, Elias, Itayana e Kendy, pelo auxílio que de alguma maneira contribuiu para realização do trabalho.

Aos amigos do GDOIN, Thalita, Bois, Lelly, Lilian, Aricia, Alcilene, Waldemir, Gabriela, Ivysson, Lucas, Taqmmen, Caio, Maxwell, Rafael, Luis, Renata, Leôncio, William, Regina, Robson por sua ajuda nos diferentes momentos desta longa caminhada, pelos ótimos momentos. A Charles, em especial, pela sua ajuda incondicional, pela amizade e o companheirismo de sempre.

À minha família em Recife: Dayana e Daniel, Zahily e Leorlen, Marvic e Lino, Fania e Daniel Rodríguez, Abel e os pequenos do grupo, Patricia, Chritian, Daniel Alejandro e David Gael, obrigada por estar.

Aos meus pais María Elvira e Vicente Luis, pelo amor, pela confiança e pela orientação constante em minha vida. Porque nunca mediram esforços para me ajudar e entenderam minha ausência em tantos momentos.

À minha irmã Yeline, por ser meu suporte, por conseguir se fazer presente mesmo estando a muitos quilômetros de distância, por estar sempre para mi, muito obrigada.

À Yaumara minha irmã de coração, pelo seu apoio incondicional, obrigada por tudo.

À minha família em Cuba, obrigada pelo apoio nos momentos difíceis, obrigada por ser uma família.

Ao meu lindo bebê, Jorge Vicente, por ser o ar que respiro todas as manhãs, obrigada por me dar forças para continuar.

A meu esposo Jorge, por seu amor, apoio incondicional, pela compreensão e incentivo, pelo carinho, paciência, dedicação, por ser um super pai, por me ajudar a concluir mais esta etapa em minha vida.

A todos vocês muito obrigada.

RESUMO

A Terapia Volumétrica com Arcos Modulados (VMAT) é uma modalidade de Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT) altamente precisa, que utiliza campos em formato de arcos, com maior eficácia na conformação e administração de altas doses de radiação no volume-alvo, minimizando a dose nos tecidos normais adjacentes, com tempos de tratamento muito curtos em comparação com outras técnicas. Devido à grande complexidade e ao número de processos envolvidos nesta técnica, são necessários: um cuidadoso comissionamento, controles de qualidade mais rigorosos, além de auditorias e intercomparações. Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi implementar o protocolo TG-119 da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), para a medição de dose pontual, adaptando sua aplicação à técnica de tratamento VMAT, mediante a utilização de dosímetros de estado sólido de BeO bem como, desenvolver um sistema dosimétrico com base nestes dosímetros para que possam ser utilizados em auditorias e intercomparações nos diferentes serviços que realizam tratamentos com a técnica VMAT. Para tanto, foram inicialmente realizados estudos preliminares do comportamento dos dosímetros de BeO e do objeto simulador (Kit-OSL) desenhado, apresentando resultados satisfatórios, conseguindo proceder com a implementação do protocolo TG-119 utilizando os dosímetros de BeO. Foram planejados e replicados os testes do protocolo TG-119 sobre o Kit-OSL, avaliando as doses medidas com os dosímetros de BeO em pontos ubicados em regiões de alta e baixa dose usando como referência os limites de confiança apresentados no protocolo para cada região. Os resultados mostraram que o limite de confiança de 2,89 %, encontrado na região de alta dose e de 4,41 % na região de baixa dose estão dentro dos limites de confiança apresentados no protocolo TG-119 de 4,5 % e 4,7 %, respectivamente. Pode-se considerar que a implementação do protocolo TG-119 foi correta e o sistema dosimétrico baseado em dosímetros de BeO e o objeto simulador Kit-OSL pode ser utilizado em auditorias e intercomparações, nos diferentes serviços que realizam tratamentos com a técnica VMAT.

Palavras-chave: óxido de berílio (BeO); luminescência opticamente estimulada (OSL); IMRT; VMAT; auditoria.

ABSTRACT

Modulated Volumetric Arc Therapy (VMAT) is a highly accurate Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) modality, which uses fields in the shape of arcs, with greater efficiency in the conformation and administration of high radiation doses in the target volume, minimizing the dose in the adjacent normal tissues, with very short treatment times compared to other techniques. Due to the great complexity and number of processes involved in this technique, careful commissioning, stricter quality controls, as well as audits and intercomparisons are required. In this sense, the objective of this work is to implement the TG-119 protocol of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) for point dose measurement, adapting its application to the VMAT treatment technique, using BeO solid state dosimeters, as well as developing a dosimetric system based on these dosimeters so that they can be used in audits and intercomparisons in the different services that perform treatments with the VMAT technique. Therefore, preliminary studies of the performance of the BeO dosimeters and the desing of a phantom (Kit-OSL) were carried out, presenting satisfactory results, managing to proceed with the implementation of the TG-119 protocol using the BeO dosimeters. The tests of the TG-119 protocol on the Kit-OSL were planned and administered, evaluating the doses measured with the BeO dosimeters in points located in regions of high and low doses, using as reference the confidence limits presented in the protocol for each region. The results showed that the 2.89% confidence limit found in the high dose region and 4.41% in the low dose region are within the confidence limits presented in the TG-119 protocol of 4.5% and 4, 7%, respectively. It can be considered that the implementation of the TG-119 protocol was correct and the dosimetric system based on BeO dosimeters (Kit-OSL) can be used in audits and intercomparisons, in different services that perform treatments with the VMAT technique

Keywords: beryllium oxide (BeO); optically stimulated luminescence (OSL); IMRT; VMAT; audit.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Cortes axiais e sagitais dos planos de tratamento em um paciente adulto (irradiação cranioespinhal) mostrando as diferenças nas distribuições de dose entre as técnicas 3DCRT, IMRT e VMAT.....	22
Figura 2 - DVH para o um paciente do estudo dosimétrico de STUDENSKI et al., (2012), mostrando a diferença na homogeneidade de PTV e dose no esôfago, coração, estômago e fígado para 3DCRT (linhas contínuas), IMRT (linhas pontilhadas) e VMAT (linhas tracejadas).....	22
Figura 3 - Comparação do princípio de 3DCRT (A) e IMRT (B) com ilustrações de planejamento direto e inverso.....	23
Figura 4 - Tratamento de IMRT, cada campo de tratamento é subdividido em um grande número de subfeixes	25
Figura 5 - Classificação de Radioterapia de Intensidade Modulada	29
Figura 6 - Tipos de moduladores físicos	30
Figura 7 - Imagem. (A) colimador multifolhas com destaque para as lâminas, (B) acelerador linear com o acoplamento do micromultilâmina.....	31
Figura 8 - Perfil de intensidade entregue pelos caminhos das MLC (representado aqui como linhas pontilhadas) para método SMLC (step-and-shoot) de entrega de IMRT.	32
Figura 9 - Abordagens de IMRT a) MLC estática com modulação de intensidade fornecida com vários campos estáticos. b) MLC dinâmica com modulação de intensidade fornecida simultaneamente com a rotação do gantry.	32
Figura 10 - Perfil de intensidade entregue pelos caminhos das MLC (representado aqui como linhas pontilhadas) para método DMLC (sliding windows) de entrega de IMRT.....	33
Figura 11 - Sistema mini-MLC modulado temporalmente, como o MIMiC Peacock MIMiC, Nomos Corp. montado em um acelerador linear médico de megavoltagem de baixa energia convencional.	34
Figura 12 - Exemplo de aparelho para a realização de Tomoterapia Helicoidal (Sistema de TOMOTHERAPY® TomoHD™)	35
Figura 13 - Imagem do Sistema Cyberknife S7™	36
Figura 14 - Espectros de estimulação do BeO obtidos para diferentes temperaturas de leitura	54

Figura 15 - Sistema de Leitura do sinal OSL. a) Leitora LumiDeteck 300. Série:201804 com a gaveta de inserção dos dosímetros, b) gaveta aberta com visualização da bandeja	66
Figura 16 - Irradiador gama OB-85, com fonte de ^{137}Cs . Setup de irradiação dosímetros de BeO	67
Figura 17 - Configuração de irradiação. Estudo da resposta OSL em função da dose	70
Figura 18 - Configuração experimental para estudo de dependência angular. a) Diferentes ângulos incidentes e disposição dos quadrantes de irradiação, b) Configuração de irradiação, dosímetros BeO.....	72
Figura 19 - Estudo da resposta OSL em função do tamanho de campo, a) Configuração de irradiação com campo clínico de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, b) Configuração de irradiação com campo de referência de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	73
Figura 20 - Partes do objeto simulador (Kit-OSL) que foi projetado para a auditoria postal ..	76
Figura 21 - Estudo de reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL, a) Configuração de irradiação, b) realização da medida	77
Figura 22 - Configuração de irradiação estudo da influência do material do dosímetro e do Kit-OSL, a) irradiação com as placas em dois profundidades (7,5 e 10 cm), b) irradiação com placa única a uma profundidade de 10 cm.....	78
Figura 23 - Configuração de irradiação. Teste P1: AP:PA a) utilizando dosímetros de BeO, b) utilizando a câmara de ionização CC01	82
Figura 24 - Configuração de irradiação. Teste P2: Bandas utilizando dosímetros de BeO	84
Figura 25 - Configuração de irradiação. Teste I1: Multialvos utilizando dosímetros de BeO.	86
Figura 26 - Configuração de irradiação. Teste I2: Próstata, a) utilizando dosímetros de BeO, ponto de medida isocentro (PTV), e ponto de medida 2,5 cm posterior do isocentro (reto), b) utilizando câmara de ionização CC01, ponto de medida 2,5 cm posterior do isocentro (reto).....	88
Figura 27 - Configuração de irradiação. Teste I3: Cabeça e Pescoço, a) utilizando dosímetros de BeO, ponto de medida isocentro (PTV), e ponto de medida 4,0 cm posterior do isocentro (medula), b) utilizando câmara de ionização CC01, ponto de medida 4,0 cm posterior do isocentro (medula)	89
Figura 28 - Configuração de irradiação. Teste I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard), a) utilizando dosímetros de BeO, ponto de medida isocentro (medula), e ponto de medida 2,5 cm anterior do isocentro (PTV), b) utilizando câmara de ionização CC01, ponto de medida 2,5 cm anterior (PTV)	91

Figura 29 - Curva de Calibração dosímetros de BeO, para energia de 6 MV do Linac. Na faixa de doses de 50 cGy a 250 cGy. Os símbolos pretos representam as contagens da leitura dos dosímetros BeO. A linha cinza representa o ajuste dos dados com uma tendência linear.	97
Figura 30 - Dependência da resposta do dosímetro de BeO com a taxa de dose, para energia de 6 MV do Linac. Na faixa de 100 UM/min a 600 UM/min. Os símbolos pretos representam as contagens da leitura dos dosímetros BeO normalizadas para 600 UM/min.	98
Figura 31 - Gráfico tipo radar da dependência angular axial do dosímetro BeO. a) Dependência angular axial b) Diagrama esquemático da incidência dos feixes de radiação.	98
Figura 32 - Razões de leituras dos dosímetros (BeO e diodo SFD) para vários tamanhos de campos normalizados para a leitura do dosímetro no tamanho de campo de referência 10 x 10 cm ²	100
Figura 33 - Razões de leituras dos dosímetros (BeO e Alanina) para um tamanho de campo particular normalizado para leitura do dosímetro para um tamanho de campo intermediário 3 x 3 cm ²	101
Figura 34 - Curvas de intensidade OSL das leituras de base do dosímetro D1. Símbolo azul, base zero, símbolo marrom base do dosímetro com 2 Gy de dose acumulada, símbolo cinza base do dosímetro com 5 Gy de dose acumulada	103
Figura 35 - Curvas de intensidade OSL da leitura após irradiação de 1 Gy do dosímetro D1. Símbolo marrom dosímetro com 2 Gy de dose acumulada, símbolo cinza dosímetro com 5 Gy de dose acumulada	103
Figura 36 - Distribuições de dose dos cinco casos teste do protocolo TG-119, planejados com técnica VMAT no plano central do isocentro, a) corte axial, b) corte coronal, c) corte sagital.....	106
Figura 37 - Teste P1: AP:PA. a) Distribuição de dose no plano central do isocentro, corte axial, b) Configuração dos campos antero-posterior.	110
Figura 38 - Teste P2: Bandas a) Distribuição de dose no plano central do isocentro, corte axial, b) Configuração dos campos antero-posterior.	111

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Definição de volumes utilizados no tratamento de IMRT conforme os ICRU 50, 62 e 83.....	27
Tabela 2 - Coeficientes de ajuste quadrático, para o cálculo de k_s pela técnica de 'duas voltagens' em radiação pulsada, como função da relação de tensão V_1/V_2	81
Tabela 3 - Informação do protocolo TG-119. Testes preliminares.....	82
Tabela 4 - Informação do protocolo TG-119, Testes de controle de qualidade VMAT.....	85
Tabela 5 - Objetivos de dose teste I1: Multialvo	86
Tabela 6 - Objetivos de dose teste I2: Próstata.....	87
Tabela 7 - Objetivos de dose teste I3: Cabeça e Pescoço	89
Tabela 8 - Objetivos de dose teste I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard).....	90
Tabela 9 - Resultados do estudo da influência do número de dosímetros	95
Tabela 10 - Valores dos fatores de sensibilidade individual FSD_i dos dosímetros OSL de BeO	96
Tabela 11 - Dependência angular de um ângulo oblíquo ao eixo do dosímetro.	99
Tabela 12 - Razões de leituras e fatores de correção do fator de campo dos dosímetros de BeO e diodo SFD, fator de campo do diodo SFD.....	101
Tabela 13 - Resultados estudo de reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL	104
Tabela 14 - Estatísticas dos planos de tratamento para os cinco casos teste do TG-119 e o presente trabalho.....	108
Tabela 15 - Valores de dose obtidos caso Teste P2: Bandas.....	112
Tabela 16 - Desvio da dose medida no PTV com dosímetros OSL de BeO na região de altas doses, com limite de confiança associado	113
Tabela 17 - Desvio da dose medida no PTV com dosímetros OSL de BeO na região de baixa dose, com limite de confiança associado	114
Tabela 18 - Desvio da dose medida no PTV com câmara de ionização IBA CC01 na região de alta dose, com limite de confiança associado	115
Tabela 19 - Desvio da dose medida no PTV com câmara de ionização IBA CC01, na região de baixa dose, com limite de confiança associado.	115
Tabela 20 - Comparação dos resultados obtidos no presente trabalho com os resultados das instituições participantes do protocolo TG-119, na região de alta dose.....	116
Tabela 21 - Comparação dos resultados obtidos no presente trabalho com os resultados das instituições participantes do protocolo TG-119, na região de baixa dose.....	117

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D -	Duas dimensões
3DCRT -	3-Dimensional Conformal Radiation Therapy, Radioterapia Tridimensional Conformada
AAPM -	American Association of Physicists in Medicine, Associação Americana de Físicos em Medicina
CBCT -	Cone-Beam Computed Tomography, Tomografia Computadorizada com Feixes Cônicos
CTV -	Clinical Target Volume, Volume Alvo Clínico
DICOM -	Digital Imaging and Communications in Medicine, Imagem Digital e Comunicações em Medicina
DVH -	Dose - Volume Histogram, Histograma Dose - Volume
EPID -	Electronic Portal Imaging Device, Sistema Eletrônico de Imagem Portal
GLOBOCAN -	Global Cancer Observatory, Observatório Global do Câncer
GTV -	Gross Tumour Volume, Volume de Tumor Visível
ICRU -	International Commission on Radiation Units and Measurements, Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação
IGRT -	Image Guide Radiation Therapy, Radioterapia Guiada por Imagem
IMRT -	Intensity Modulated Radiation Therapy, Radioterapia com Intensidade Modulada (
INCA -	Instituto Nacional de Câncer
ITV -	Internal Target Volume, Volume Alvo Interno
IV -	Irradiated Volume, Volume Irradiado
LGK -	Equipamentos Leksell GamaKnife
<i>Linacs</i> -	Aceleradores Lineares
MLCs -	Multi Leaf Collimator, Colimadores Multifolhas
OARs -	Organs at Risk, Órgãos em Risco
OMS ou WHO -	World Health Organization, Organização Mundial da Saúde
PET -	Positron Emission Tomography, Tomografia de Emissão de Pósitrons
PRV -	Planning Organ at Risk Volume, Volume em risco de Planejamento do órgão
PTV -	Planning Target Volume, Volume de Planejamento do Alvo
RMN -	Nuclear Magnetic Resonance, Ressonância Magnética Nuclear
SAD -	Source-Axis Distance, Distância Foco-Detector

SRS -	Stereotactic Radiosurgery, Radiocirurgia Estereotática
SBRT -	Stereotactic Body Radiation Therapy, Radiocirurgia Extereotática Extracraniana
SSD -	Source-Surface Distance, Distância Foco-Superfície
TC -	Computed tomography, Tomografia Computadorizada
TG-119 -	Protocolo do Grupo de Trabalho 119 da AAPM
TI -	Irradiated Volume, Volume irradiado
TPS -	Treatment Planning System, Sistema de planejamento de tratamento
TV -	Treated Volume, Volume Tratado
VMAT -	Volumetric Modulated Arc Therapy, Terapia Volumétrica com Arcos Modulados
UM -	Unidades monitoras

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	17
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1	Evolução da Radioterapia.....	20
2.2	Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT).....	23
2.2.1	Processo de Otimização de dose.....	25
2.2.2	Definição de volumes em IMRT.....	26
2.2.3	Técnicas de entrega da dose em IMRT.....	29
2.3	Campos pequenos: Aspectos gerais.....	39
2.3.1	Detectores usados na dosimetria de campos pequenos.....	41
2.3.2	Determinação de Fator Output.....	51
2.4	Dosimetria com detectores de óxido de berílio (BeO).....	53
2.5	Objeto simulador.....	55
2.6	Garantia e Controle de Qualidade em Radioterapia.....	56
2.6.1	Protocolo TG-119 da AAPM.....	58
2.6.2	Auditorias externas.....	60
2.6.3	Sistemas de auditoria postal.....	61
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	65
3.1	Estudo preliminar. Desempenho dos dosímetros OSL de BeO.....	65
3.1.1	Reprodutibilidade e Fator de sensibilidade individual.....	66
3.1.2	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da dose.....	69
3.1.3	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da taxa de dose.....	70
3.1.4	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do ângulo de irradiação.....	71
3.1.5	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do tamanho de campo.....	73
3.1.6	Estudo da influência do acumulado de dose na resposta OSL do dosímetro de BeO ..	74
3.2	Descrição e montagem do objeto simulador.....	74
3.3	Estudo preliminar. Desempenho do objeto simulador.....	76
3.3.1	Reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL.....	76
3.3.2	Estudo da influência do material do dosímetro e do Kit-OSL.....	77
3.4	Aplicação do protocolo TG-119 para VMAT.....	78
3.4.1	Testes preliminares.....	81
3.4.2	Testes de controle de qualidade VMAT.....	84
3.5	Análise e tratamento dos dados.....	91

4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	94
4.1	Estudo preliminar. Comportamento dos dosímetros OSL de BeO.....	94
4.1.1	Reprodutibilidade e Fator de sensibilidade individual	94
4.1.2	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da dose	96
4.1.3	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da taxa de dose	97
4.1.4	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do ângulo de irradiação.....	98
4.1.5	Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do tamanho de campo	99
4.1.6	Estudo da influência do acumulado de dose na resposta OSL do dosímetro de BeO	102
4.2	Estudo preliminar. Comportamento do objeto simulador.....	104
4.2.1	Reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL	104
4.2.2	Estudo da influência do material do dosímetro e do Kit-OSL.....	105
4.3	Aplicação do TG-119 para VMAT	105
4.3.1	Planejamento.....	105
4.3.2	Resultados das Medições. Testes preliminares.....	110
4.3.3	Resultados das Medições. Testes VMAT	112
5	CONCLUSÃO	118
	REFERÊNCIAS.....	120
	APÊNDICE A - DIFICULDADES DOSIMÉTRICAS DOS CAMPOS	
	PEQUENOS	136
	APÊNDICE B - LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA.....	147
	APÊNDICE C - DIMENSÕES DO PORTA-DOSÍMETRO DO OBJETO	
	SIMULADOR PROJETADO.....	153
	APÊNDICE D - TABELA DO ESTUDO DA REPRODUTIBILIDADE	
	INDIVIDUAL DO DOSÍMETRO OSL DE BEO.....	155
	APÊNDICE E - DOCUMENTAÇÃO ENVIADA PARA UMA AUDITORIA	
	DE QUALIDADE DOSIMÉTRICA DA TÉCNICA IMRT/VMAT USANDO	
	O PROTOCOLO TG-119.	156

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma modalidade de tratamento médico que utiliza as radiações ionizantes para o tratar diversos tipos de tumores. Quando as células tumorais são irradiadas, se desencadeiam uma série de processos que afetam sua capacidade de reprodução e podem provocar a morte celular. Desta forma, se impede que as células tumorais se reproduzam e o tumor continue crescendo. Em procedimentos de radioterapia a exatidão no valor da dose de radiação administrada no tratamento não é apenas importante para reduzir o risco de danos para o paciente, mas também para assegurar que a dose prescrita é adequadamente fornecida ao alvo específico, permitindo o control ou redução do tumor com redução dos danos ao tecido normal (BENMAKHLOUF et al., 2015).

A evolução das técnicas de radioterapia tem possibilitado a realização de novas modalidades tais como: Radiocirurgia Estereotáxica (SRS, do inglês *Stereotactic Radiosurgery*) cranial e Extracranial (SBRT, do inglês *Stereotactic Body Radiation Therapy*); Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT, do inglês *Image Guide Radiation Therapy*) e a Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT, do inglês *Intensity Modulated Radiation Therapy*), onde uma de suas formas de entrega é a Terapia Volumétrica com Arcos Modulados (VMAT, do inglês *Volumetric Modulated Arc Therapy*).

Hoje, o uso da radioterapia de intensidade modulada (IMRT) é muito útil para a otimização dos tratamentos, por exemplo, para melhorar a presição da dose administrada ao volume alvo, especialmente para casos complexos. Devido à grande complexidade e ao número de processos envolvidos nesta técnica, são necessários sistemas capazes de medir a dose de radiação administrada para compará-la com a dose estimada pelo planejamento no sistema de planejamento de tratamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*), antes de sua administração no paciente, realizando assim um controle de qualidade individualizado por paciente.

Devido aos pequenos campos de radiação (beamlets), com dimensões da ordem de 10 mm de diâmetro, que são formados quando é utilizada a técnica de IMRT/VMAT, se requer de sistemas dosimétricos especiais que permitam medir em estes campos, no momento do comissionamento e controles de qualidade paciente específicos. Assim, a escolha do detector apropriado para medições dosimétricas é importante e crucial. A verificação da dose administrada por esses detectores é feita por meio de sua colocação em objetos simuladores de geometria simples, ou objeto simuladores antropomórficos.

Várias técnicas podem ser usadas para verificação da dose absoluta. Medições de ponto único, como aquelas obtidas usando câmaras de ionização pequena, menor do que uma câmara convencional do tipo Farmer, que podem ser consideradas distribuições de dose de dimensão zero. Medições em vários pontos o mesmo tempo, como aquelas obtidas usando filmes radiográficos ou radiocrômicos, arranjos de diodos, arranjos de câmaras de ionização e sistemas eletrônicos de imagem portal (EPIDs, do inglês *Electronic Portal Image Devices*) que podem ser consideradas distribuições de dose 2D e as distribuições de dose 3D são obtidas medindo dentro de gel e outros dosímetros 3D.

O processo de controle de qualidade que é aplicado hoje nos diferentes centros de radioterapia atende aos seguintes critérios: testes de aceitação do sistema de planejamento, verificação das distribuições de dose gerados dos planos de IMRT, revisão do cálculo das unidades de monitor UM, que é o tempo de irradiação medido pelo equipamento, e por último verificação do tratamento de IMRT, que inclui tanto a verificação da dose quanto o posicionamento do paciente. Todos esses critérios e outros com respeito aos testes de aceitação do colimador multifolhas abrangem a totalidade dos testes de controle de qualidade.

Por outro lado, diversos estudos como os de IBBOTT et al., 2008 e MOLINEU et al., 2013) mostraram a importância de realizar QA de verificação de IMRT paciente específico e enfatizaram a importância do comissionamento adequado de IMRT tanto no planejamento do tratamento quanto nos sistemas de aplicação, evidenciando a necessidade de manter os sistemas de intercomparações e auditorias externas sobre a dosimetria na radioterapia, de modo a contribuir para o controle de qualidade dos procedimentos radioterápicos.

No cenário atual da radioterapia, o Brasil dispõe de 289 serviços os quais incluem 475 aceleradores lineares em funcionamento. Desse total, 156 equipamentos estão habilitados para executar a técnica de radioterapia com intensidade modulada (IMRT), distribuídos em 114 serviços. Do total de aparelhos aptos para realizar IMRT, apenas 80 foram verificados e/ou auditados de forma externa desde 2011 pela equipe do Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA/MS) (INCA/MS, 2021). Esta quantidade de aparelhos verificados torna-se insuficiente perante a quantidade de serviços que utilizam a técnica de IMRT.

Por este motivo, o objetivo deste trabalho é implementar o protocolo TG-119 da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) para medida de dose pontual, adaptando sua aplicação à técnica de tratamento VMAT, mediante a utilização de dosímetros de estado sólido de BeO bem como, desenvolver um sistema dosimétrico com base nestes

dosímetros para que possam ser utilizados em auditorias e intercomparações nos diferentes serviços que realizam tratamentos com a técnica VMAT.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Atualmente, o câncer é uma doença que constitui um problema de saúde pública em vários países. Segundo a estimativa mundial de incidência e mortalidade por câncer do GLOBOCAN 2020, em 2018 houve registrados um total de 19,3 milhões de novos, acarretando em um total de 10 milhões de mortes por câncer no mundo. No Brasil, a estimativa para cada ano do triênio 2020-2022 é de 625 mil casos novos. (INCA., 2020).

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS ou WHO, do inglês *World Health Organization*), o câncer é um grande grupo de doenças que podem começar em quase qualquer órgão ou tecido do corpo quando as células anormais crescem incontrolavelmente, vão além de seus limites habituais para invadir partes adjacentes do corpo e/ou se espalhar para outros órgãos (WHO, 2021).

O tratamento desta patologia, pode ser realizado com cirurgia, quimioterapia e radioterapia, podendo ser exclusiva, o sendo empregada em adjuvância ou concomitância de tratamentos. A radioterapia é uma modalidade que consiste em destruir células tumorais, a partir de feixes de radiações ionizantes, podendo ser fragmentada em radioterapia de contato e a distância, denominada de braquiterapia e teleterapia, respetivamente (INCA, 2020).

2.1 Evolução da Radioterapia

No início da prática da radioterapia, era utilizada a técnica denominada radioterapia bidimensional (2D) ou convencional, pois o planejamento e a prescrição da dose do tratamento eram avaliados em apenas um plano, ou seja, determinava-se o centro do campo de tratamento e a dose era avaliada apenas no plano axial do paciente em que estava o centro do campo. Essa técnica tinha muitas limitações, pois não considerava o comportamento do feixe de radiação nas diferentes espessuras do paciente dentro do campo de tratamento (ICRU, 1993). Além disso, as informações limitadas obtidas nas radiografias planares bidimensionais de raios X não permitiam a colimação precisa das regiões adjacentes ao alvo, resultando na irradiação de volumes maiores do que o alvo (IAEA, 2008).

Com o surgimento da tomografia computadorizada em 1972, o planejamento do tratamento foi revolucionado pela capacidade de delinear em três dimensões o tumor (volume alvo) e as estruturas normais ou órgãos em risco (OARs, do inglês *Organs at Risk*), utilizando imagens tomográficas, com ou sem fusão de imagens de ressonância magnética nuclear (RMN, do inglês *Nuclear Magnetic Resonance*) ou tomografia por emissão de pósitrons (PET, do

inglês *Positron Emission Tomography*). Também contribuíram para isso, os avanços da informática, através dos Sistemas de Planejamento do Tratamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*) que permitiram avaliar a distribuição de dose em vários cortes axiais do paciente, ao invés de somente um corte, por isso essa técnica é conhecida como Radioterapia Tridimensional Conformada (3DCRT, do inglês *3-Dimensional Conformal Radiation Therapy*). Esta avaliação é realizada através dos gráficos chamados de Histogramas Dose-Volume (DVHs, do inglês *Dose Volume Histogram*) que, como o próprio nome indica, representa as frações de volume de cada estrutura com base na dose recebida. O DVH permite uma definição mais precisa de valores limites de dose em função do volume da região avaliada e, por conseguinte, um controle melhor dos efeitos secundários da dose de radiação. Além do DVH, para avaliar o plano são utilizadas linhas de isodose, que são linhas que se conectam entre os pontos que recebem a mesma dose, veja a Figura 1.

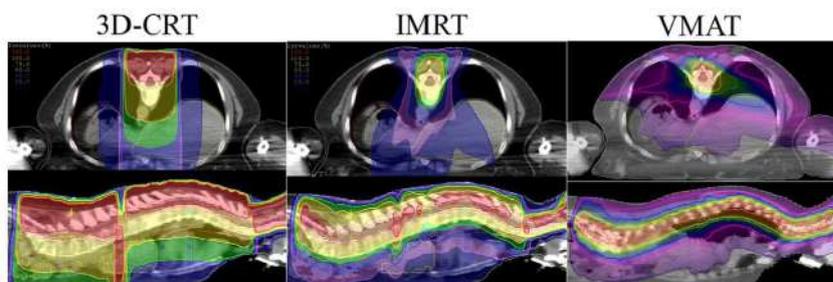
A evolução da informática e os TPS, além do crescente desenvolvimento dos aceleradores lineares utilizados na radioterapia, com a introdução dos colimadores multifolhas (MLCs, do inglês *Multi Leaf Collimator*), deu início a uma nova abordagem da 3DCRT com modulação precisa do feixe de radiação e consequente melhoria em termos da dose administrada no volume alvo e protecção dos órgãos em risco. Esta técnica é chamada de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT, do inglês *Intensity Modulated Radiation Therapy*) que permite um gradiente maior entre a dose no volume alvo e a dose nos órgãos em risco adjacentes, possibilitando o incremento da dose de tratamento no alvo sem aumentar os efeitos colaterais provocados pela irradiação das estruturas normais (ICRU, 2010). Além disso, possibilita também a conformação da dose em volumes com formatos complexos (PALMA et al., 2010), (HÖRNER-RIEBER et al., 2021) e a realização de reforço adicional de dose (*boost*) ao volume alvo para aumentar a chance de controle da doença. (ASKOXYLAKIS et al., 2011), (KRUG et al., 2020).

Atualmente, existem técnicas de tratamento em radioterapia ainda mais avançadas, como por exemplo, a Terapia Volumétrica com Arcos Modulados (VMAT, do inglês *Volumetric Modulated Arc Therapy*) que consiste em modular a intensidade do feixe mediante a alteração simultânea de três parâmetros durante o tratamento: o movimento do MLC, a velocidade de rotação do cabeçote do acelerador linear (gantry) para realizar um arco e a taxa de dose liberada. Assim, todo o volume alvo é atingido de tal forma que a radiação seja distribuída em três dimensões. Esta técnica é uma evolução da IMRT, já que melhora a eficácia na conformação da dose em torno do volume alvo, poupando de maneira significativa os órgãos normais adjacentes em um tratamento em menos tempo, o que significa proporcionar mais

conforto aos pacientes e reduzir a possibilidade de qualquer movimento durante a sessão de tratamento.

Uma comparação da distribuição de dose entre as técnicas 3DCRT, IMRT e VMAT é ilustrada na Figura 1.

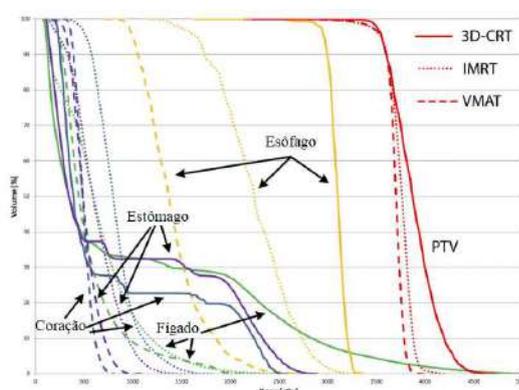
Figura 1 - Cortes axiais e sagitais dos planos de tratamento em um paciente adulto (irradiação cranioespinhal) mostrando as diferenças nas distribuições de dose entre as técnicas 3DCRT, IMRT e VMAT



Fonte: STUDENSKI et al., (2012).

Na Figura 1, mostra uma comparação feita no trabalho de (STUDENSKI et al., 2012) onde pode-se observar uma alta conformidade alcançada pelas técnicas IMRT e VMAT, bem como a evidente propagação de baixa dose associada à técnica VMAT. A homogeneidade da dose no PTV pode ser vista graficamente a partir do DVH, mostrado na Figura 2, onde as técnicas VMAT e IMRT foram comparáveis e significativamente melhores que a técnica 3DCRT e se observa uma preservação dos OARs (coração, estômago, fígado e esôfago), o que reduz a toxicidade, tanto aguda quanto tardia.

Figura 2 - DVH para o um paciente do estudo dosimétrico de STUDENSKI et al., (2012), mostrando a diferença na homogeneidade de PTV e dose no esôfago, coração, estômago e fígado para 3DCRT (linhas contínuas), IMRT (linhas pontilhadas) e VMAT (linhas tracejadas)



Fonte: Adaptado de: STUDENSKI et al., (2012).

O processo de planejamento tanto para a técnica IMRT quanto para a técnica VMAT consiste de três passos: definição dos campos (ou arcos) de tratamento a serem utilizados,

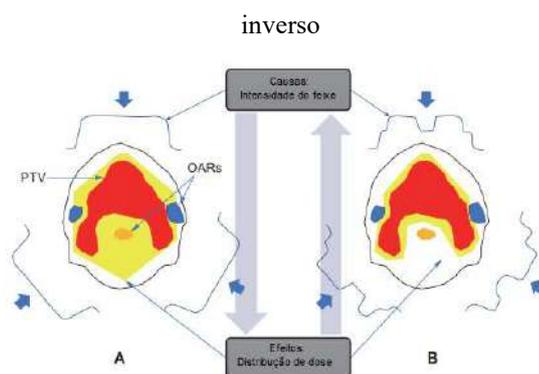
otimização das fluências que fará o ajuste dos valores de dose para o alvo e estruturas críticas e cálculo da dose final no volume (EZZELL et al., 2003). O planejamento dessas duas técnicas é chamado de planejamento inverso por ter como principal característica a definição das doses desejadas antes do início da otimização. Essa otimização é o ajuste de uma determinada função para que os objetivos de dose definidos sejam alcançados e é realizada através de algoritmos próprios para cada técnica, variando conforme o fabricante do sistema de planejamento, ver a Tabela 2, página 95 do trabalho de (ALMEIDA., 2012).

Contudo, é importante ressaltar que quanto mais complexa for a tecnologia utilizada, ou seja, quanto maior o grau de complexidade da técnica, faz-se necessário um maior controle de qualidade em todo o processo.

2.2 Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) é uma modalidade de radioterapia externa conformacional altamente precisa, que permite, de forma muito eficaz, a administração de altas doses de radiação no volume alvo, minimizando a dose nos tecidos normais adjacentes veja a Figura 3B. Enquanto a 3DCRT explora a conformação da forma do campo para melhorar a conformação da dose no volume alvo, enquanto os OARs localizados na região do sulco do volume alvo côncavo não podem ser salvos, como mostrado na Figura 3A.

Figura 3 - Comparação do princípio de 3DCRT (A) e IMRT (B) com ilustrações de planejamento direto e



Fonte: Adaptado de: (Byungchul, 2018)

Na técnica 3DCRT convencional, o formato do campo de irradiação coincide com o formato do alvo de acordo com a direção de incidência do feixe de irradiação, enquanto no IMRT, a intensidade do feixe é modulada de acordo com a disposição do alvo e órgãos em risco circundantes. As intensidades dos raios que passam pelos OARs são reduzidas, enquanto as

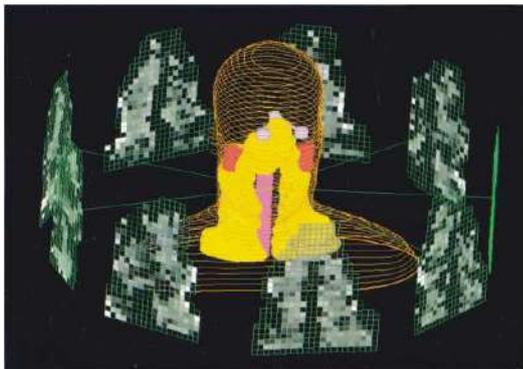
intensidades dos raios que passam principalmente pelo volume alvo são aumentadas, ver Figura 3B. A não homogeneidade causada pela intensidade não uniforme de um feixe é compensada por feixes de outras direções. Fisicamente, uma característica da técnica de IMRT é aumentar o controle sobre a distribuição de dose 3D por meio da sobreposição de muitos campos segmentados independentes, seja de uma série de direções fixas ou de direções distribuídas em um ou mais arcos. Por este método de adição de modulação de intensidade à forma geométrica, a distribuição de dose de IMRT pode ser tornada côncava, em oposição à cobertura em forma convexa realizada com 3DCRT, onde a conformação geométrica de um feixe de intensidade uniforme é executada. Portanto, a IMRT pode permitir a redução da dose para OARs localizados em uma área côncava do volume alvo.

Considerando o problema de cálculo de dose da radioterapia em termos do conceito de causalidade, as causas são o feixe de irradiação e os parâmetros associados, incluindo energia, direção, distância, tamanho e intensidade, enquanto os efeitos são distribuições de dose, ver Figura. 3. Portanto, o plano de 3DCRT convencional, no qual as distribuições de dose são calculadas a partir dos parâmetros de feixe dados, é denominado um plano "direto" (*forward planning*). Em contraste, o plano de IMRT, no qual as distribuições de dose (os efeitos) para o volume alvo e os OARs são atribuídos primeiro pelo planejador de tratamento e as intensidades do feixe (as causas) são então calculadas pelo método de otimização, é denominado um plano "inverso" (*inverse planning*).

Em um tratamento IMRT, cada campo de tratamento é subdividido em um grande número de subfeixes ou *beamlets* que é a unidade mínima da área de irradiação que pode ser controlada individualmente, cuja soma resulta em uma distribuição de intensidades não uniforme conhecida como mapa de intensidade, ver Figura 4. Por exemplo, no caso de um campo de tamanho de 10 cm × 10 cm, a modulação de intensidade pode ser possível para 100 beamlets diferentes de 1 cm × 1 cm, e no caso de um tratamento de 5 campos, esta soma chega a 500 beamlets para os quais a intensidade precisa ser atribuída individualmente. Por ser inviável para o físico ou dosimetrista que planeja o tratamento, a otimização do computador é necessária.

A Figura 4, mostra uma visão 3D do paciente, com o volume alvo e os OARs a serem irradiados, e os 9 feixes de intensidade modulada (com níveis de cinza refletindo o valor de intensidade) usados para gerar a distribuição de dose de IMRT.

Figura 4 - Tratamento de IMRT, cada campo de tratamento é subdividido em um grande número de subfeixes



Fonte: PURDY et al (2001)

As etapas do processo de IMRT incluem: a prescrição, que define o objetivo do plano através de valores de dose e volume para o alvo e estruturas em risco envolvidas; a definição dos campos de tratamento, que consiste na escolha dos ângulos de entrada e do número de feixes que serão utilizados no tratamento; a otimização das fluências realizada através do algoritmo de otimização de dose do TPS que está sendo utilizado; o cálculo de dose final aplicando as limitações do MLC, que são características do colimador, na fluência obtida pelo algoritmo de otimização transformando a fluência ótima em atual e possibilitando a entrega da dose.

2.2.1 Processo de Otimização de dose

No planejamento inverso, o processo de otimização, comença ao estabelecer as direções dos feixes e os padrões de intensidade que levam a alcançar uma distribuição de dose ideal, difícil de alcançar na prática. Normalmente, o planejador (físico ou dosimetrista) especifica a direção dos feixes, ou ângulo dos arcos, os objetivos de dose no alvo e as restrições de dose para os OARs. Esses objetivos específicos são criados utilizando descritores físicos, que são extraídos do DVH, ou mesmo utilizando um DVH completo, onde pode incluir a uniformidade de dose do volume alvo. No processo de otimização, os descritores de restrições frequentemente são modificados ao analisar o DVH e/ou a distribuição de dose do volume alvo e OARs. O DVH é a ferramenta principal utilizada no processo de otimização, já que à medida que as iterações acontecem, sua forma muda continuamente. É, em geral, a única forma que o operador tem de avaliar se o processo está se aproximando de uma solução clinicamente satisfatória ou não. Os algoritmos de dose presentes nos TPS também devem incluir restrições quanto ao tamanho e direção do feixe, assim como a eliminação de “*beamlets*” de intensidade

negativa. O TPS atribui esses objetivos e restrições a uma função objetivo, que pode ser bem complexa e conter muitos parâmetros, cujo valor representa a qualidade do plano de tratamento.

2.2.2 Definição de volumes em IMRT

As imagens tridimensionais da tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética nuclear (RMN) e a tomografia de emissão de pósitrons (PET), permitem obter informações completas sobre as características morfológicas do tumor e dos órgãos adjacentes. A partir dessas informações, são definidos os volumes alvo e as estruturas críticas no TPS. A Tabela 1 apresenta as definições dos volumes mais utilizados em tratamentos de IMRT. Nótase que estas definições foram publicadas pelo ICRU 50 (ICRU, 1993) e complementadas pelo ICRU 62 (ICRU, 1999) e ICRU 83 (ICRU, 2010).

Tabela 1 - Definição de volumes utilizados no tratamento de IMRT conforme os ICRU 50, 62 e 83

Volume	Definição
GTV (Gross Tumor Volume)	Volume de tumor grosseiramente visível, é a doença palpável ou visível, extensão macroscópica demonstrável e a localização do crescimento tumoral. Em casos pós-operatórios, após ressecção completa, não há GTV a ser definido, somente CTV.
CTV (Clinical Target Volume)	Volume alvo clínico, é um volume de tecido que contém o GTV e/ou doença sub-clínica não grosseiramente visível que deve ser eliminada.
ITV (Internal Target Volume)	Volume alvo interno, é o volume que engloba o CTV e uma margem interna de movimentação do CTV, devido a respiração do paciente. O ITV está relacionado ao sistema de coordenadas do paciente.
PTV (Planning Target Volume)	Volume alvo de planejamento, é o volume que contém o CTV e uma margem. É um conceito geométrico usado para o planejamento e avaliação do tratamento, e é definido para selecionar tamanhos de feixe e arranjos de feixe apropriados, para garantir que a dose prescrita seja realmente entregue ao CTV.
TV (Treated Volume)	Volume tratado, é o volume envolvido pela curva de isodose de prescrição (por exemplo, 95 %), que como mínimo recebe a dose de prescrição.
IV (Irradiated Volume)	Volume irradiado, é o volume de tecido que recebe uma dose significativa em relação à tolerância do tecido normal.
OAR (Organs at Risk)	Órgãos em risco, são tecidos saudáveis, estruturas normais críticas na vizinhança do tumor cuja sensibilidade a radiação pode influenciar no planejamento do tratamento.
PRV (Planning Risk Volume)	Órgão em risco de planejamento, é o volume que contém os OARs e uma margem que deve ser adicionada para compensar as variações dos movimentos dos órgãos e incertezas do posicionamento dos pacientes.
Órgãos em Série	Cadeia de subunidades funcionais, que devem ser conservados garantizando assim a funcionalidade do tecido.
Órgãos em Paralelo	Subunidades funcionais agindo de maneira independentemente umas das outras.

Fonte: A autora (2021)

O GTV e CTV são definidos por critérios clínicos, enquanto o PTV é uma definição de volume que leva em consideração o efeito de todas as variações geométricas tais como: erros de alinhamento, posicionamento e de movimentação do paciente com a finalidade de assegurar que a dose prescrita seja realmente absorvida no CTV. Em geral, o PTV depende do CTV e da técnica utilizada, sendo possível diminuir as margens entre eles se for utilizado um sistema de imobilização mais preciso e/ou a utilização da radioterapia guiada por imagens (IGRT, do inglês *Image-Guided Radiation Therapy*) para minimizar o erro de posicionamento (ICRU 1993, 1999).

O CTV tem uma certa probabilidade de ocorrência considerada relevante para o tratamento, normalmente assume-se um valor superior a 5%. As técnicas como IMRT ou

VMAT, que modulam a intensidade do feixe, por utilizarem o planejamento inverso, exigem uma definição precisa das estruturas para se obter um bom planejamento. Se a estrutura não for desenhada ela não será considerada no processo de otimização, e, por consequência, a dose presente nessa estrutura não poderá ser limitada.

O ITV deve ser usado somente em situações clínicas em que a incerteza referente à localização do CTV domina a incerteza de setup, ou quando elas são independentes. Já, quando se refere ao PTV, o formato da distribuição de dose deve garantir, que todo o CTV recebeu a dose prescrita, levando em conta incertezas geométricas tais como movimento de órgãos e variações de “*setup*”. Portanto, acrescenta-se ao CTV (ou ao ITV, caso este esteja definido) uma margem devido a estas incertezas geométricas.

Os OARs quando irradiados sofrem morbidade significativa, devem por isto, serem protegidos o máximo possível durante o planejamento e prescrição de dose. No PRV, como no PTV, devem ser adicionadas margens aos OARs, especificamente naqueles que são todos do tipo serial. Tendo em consideração a sensibilidade à radiação, os diferentes órgãos do corpo podem ser classificados como estruturas em série ou paralelas (ICRU, 2010):

- **Órgãos em Série:** São os órgãos que possuem uma “serialidade relativa alta”, que uma dose acima dos limites de tolerância em um pequeno volume desse órgão em risco pode ter um efeito grave. Nestes, o IV é, na teoria irrelevante e o dano aos tecidos dependerá estritamente da dose pontual máxima na estrutura. A desativação de uma única subunidade faz com que todo o órgão falhe, como o esôfago ou intestinos do trato digestivo, a traqueia do sistema respiratório e a medula do sistema nervoso central.
- **Órgãos em Paralelo:** São os órgãos que possuem "baixa serialidade relativa", sendo o parâmetro mais importante o tamanho relativo em relação ao volume total do volume irradiado acima do nível de tolerância. Nestes, a funcionalidade só é comprometida se um grande número de subunidades funcionais é danificado e, portanto, o dano depende do IV. A destruição por radiação de muitos ou todas as subunidades pode causar falência de órgãos, por exemplo, os pulmões ou o fígado.

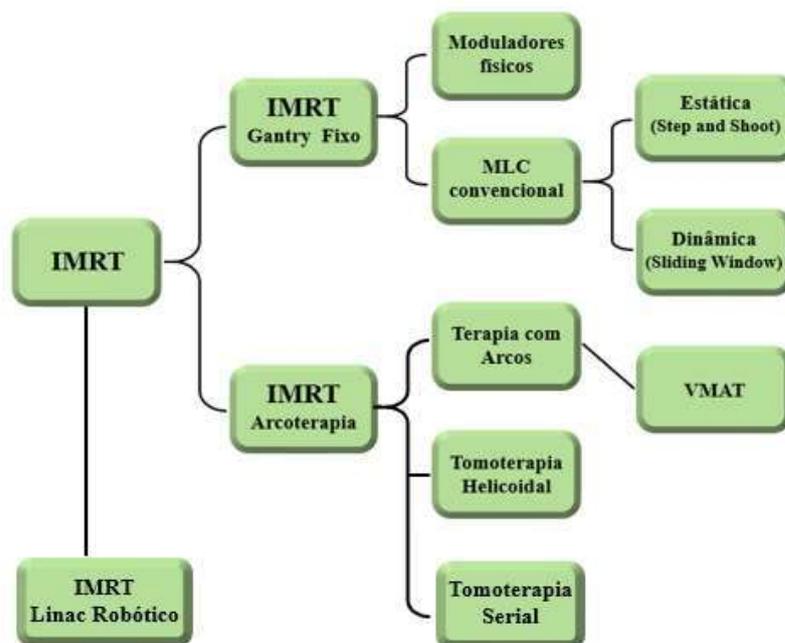
Como as distribuições de dose geradas com IMRT não são uniformes, para a maioria dos órgãos e necessariamente para PTVs, a especificação da dose absorvida deve ser feita em relação aos volumes irradiados, ao invés de pontos únicos, como era feito tradicionalmente. com radioterapia 2D e até mesmo com a 3DCRT.

2.2.3 Técnicas de entrega da dose em IMRT

A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), é uma técnica que tem diferentes formas de entrega da radiação, as quais podem ser esquematizadas da seguinte forma.

A Figura 5, mostra um diagrama de blocos, com a classificação da IMRT.

Figura 5 - Classificação de Radioterapia de Intensidade Modulada



Fonte: A autora (2021).

a. *IMRT com moduladores físicos (blocos compensadores)*

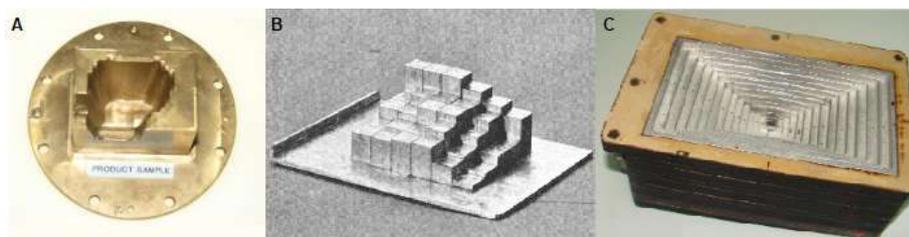
Tratamentos rudimentares de IMRT têm sido usados clinicamente desde 1960 com uma das formas mais simples de modular o feixe com a utilização de blocos compensadores, que são peças de espessura variável que se interpõem no caminho do feixe de radiação. Conforme a espessura percorrida, o feixe é atenuado em maior ou menor grau para gerar a distribuição de intensidade necessária em cada tratamento. Vários grupos relataram o uso de moduladores físicos para a entrega da dose em IMRT (GUSTAFSSON A et al., 1995), (JIANG SB et al., 1998), (CHANG et al., 2004).

Os blocos compensadores a serem interpostos no feixe devem ser feitos sob medida para cada um dos feixes de cada paciente, traduzindo o mapa de fluência resultante do planejamento inverso em diferentes espessuras do material com o qual o filtro é construído. Uma forma bastante difundida de fabricar os compensadores é a utilização de fresas (*milling machines*) com controle numérico computadorizado (CNC) com a qual é usinado e esculpido o

bloco de metal, afinando aquelas áreas onde a fluência deveria ser maior, ver Figura 6A. Estas máquinas podem ser usadas para produzir diretamente os blocos no metal ou na produção de moldes a serem preenchidos com algum material de alta densidade. Há uma grande variedade de materiais utilizados para formar compensadores, incluindo polietileno-chumbo (SPICKA et al., 1988), cerrobend (WALZ et al., 1973), latão e alumínio (HALL et al., 1961), estanho (CHANG et al., 2000), mistura de estanho e cera (JURCINIC et al., 1994).

Outro sistema utilizado é o compensador Ellis (Figura 6B), que consiste em várias barras verticais de espessura predefinida que são montadas para formar um filtro com espessuras diferentes. (HALL et al., 1961). Por último temos o compensador da FUESMEN, que consiste em varias capas de material (cerrobend) que são apiladas uma acima da outra até garantir a fluência do feixe desejada (HOLLEY, 2009), veja a Figura 6C.

Figura 6 - Tipos de moduladores físicos



Fonte: A autora (2021)

O método de IMRT utilizando modulador físico apresenta algumas vantagens, incluindo boa resolução espacial na direção perpendicular ao feixe, são facilmente posicionados e permitem a irradiação de cada campo em um único disparo. Por outro lado, tem um processo de fabricação relativamente pesado e demorado e é necessário entrar na sala de tratamento para trocar o filtro para cada ângulo do gantry, aumentando a duração do tratamento. Também, deve-se dar atenção especial ao mecanismo de encaixe das bandejas. Além disso, a interposição desse tipo de filtro produz um endurecimento do feixe primário e um aumento da radiação espalhada. Essa abordagem provavelmente servirá apenas como uma etapa intermediária em algumas instituições antes que outras abordagens de IMRT sejam adotadas.

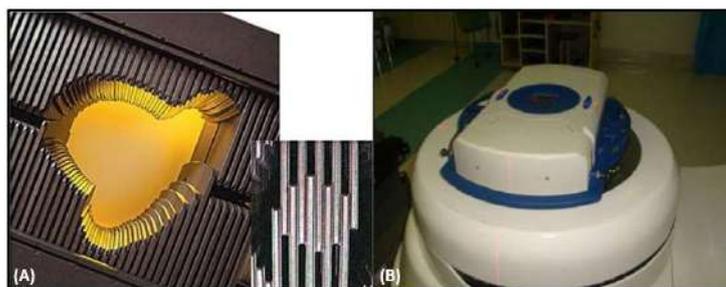
b. IMRT com MLC convencional

A IMRT vem sendo implementada em centros clínicos de diferentes formas de acordo com os equipamentos disponíveis em cada serviço de radioterapia. Para a IMRT desenvolvida em aceleradores lineares com sistema de colimação multilâminas (MLC) ligado ao gantry, pode-se distinguir três abordagens para realizar os tratamentos que se diferenciam por três modos básicos de operação do MLC:

- O modo MLC segmentado (SMLC, do inglês *segmental MLC*), frequentemente referido como modo de passo e disparo (técnica *Step and Shoot*);
- O modo MLC dinâmico (DMLC, do inglês *dynamic MLC*), às vezes referido como o modo de janela deslizante (técnica *sliding window*);
- Arcoterapia de intensidade modulada (IMAT).

O MLC é formado por uma série de lâminas estreitas, da ordem de 1 cm de largura, pouco espaçadas e alinhadas em paralelo. Cada uma destas lâminas pode ser movida independentemente, onde os campos de diferentes formas e tamanhos são gerados para coincidir com a forma da lesão (Figura 7A). A sua precisão depende da espessura da folha. A Figura 7B mostra o acelerador linear com o acoplamento de um sistema de multilâmina.

Figura 7 - Imagem. (A) colimador multifolhas com destaque para as lâminas, (B) acelerador linear com o acoplamento do micromultilâmina

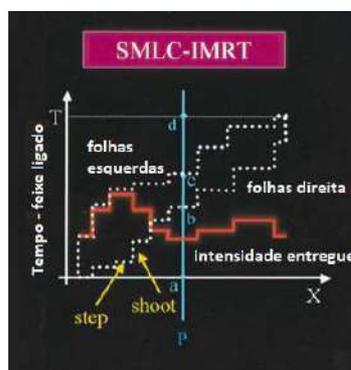


Fonte: LUNDGREN., (2011).

c. **IMRT com modulação estática ou *Step and Shoot* (SMLC)**

Na modulação estática ou *step and shoot*, a posição do gantry é fixa em cada campo e a configuração geométrica do colimador multilâmina é modificada para assumir a forma de um segmento previamente determinado, tomando posições discretas na fase "*step*", então com as lâminas em repouso, o feixe de radiação é ligado na fase "*shoot*" (ou seja, movimento alternativo de MLC e entrega da radiação). O resultado são níveis de intensidade discretos, cujo número depende do número da "step", como mostra a Figura 8.

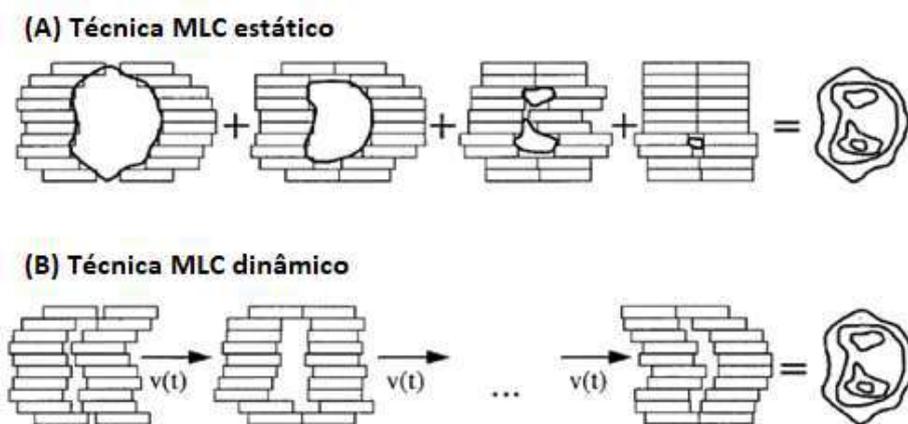
Figura 8 - Perfil de intensidade entregue pelos caminhos das MLC (representado aqui como linhas pontilhadas) para método SMLC (step-and-shoot) de entrega de IMRT



Fonte: Adaptado de: BOYER A. et al., (2001).

O processo consiste em formatar o MLC (a configuração é alterada), entregar uma fração de dose (o segundo disparo é realizado), desligar o feixe e reformatar o MLC, entregar outra fração de dose e assim por diante para cada formato de MLC que é chamado de subcampo (ou segmento). A seguir, a posição do gantry é variada e o mesmo procedimento é seguido para o próximo campo até que o tratamento seja concluído, como é mostrado na Figura 9A. O padrão de intensidade desejado é obtido pela soma ponderada dos padrões de intensidade dos subcampos.

Figura 9 - Abordagens de IMRT a) MLC estática com modulação de intensidade fornecida com vários campos estáticos. b) MLC dinâmica com modulação de intensidade fornecida simultaneamente com a rotação do gantry



Fonte: Adaptado de: PODGORSK., (2006).

d. **IMRT com modulação dinâmica ou sliding window (DMLC)**

Na modulação dinâmica ou *sliding windows*, a posição do gantry é fixa e a irradiação é realizada enquanto a configuração geométrica do MLC muda com movimento contínuo para produzir os perfis de fluência desejados, como é mostrado na Figura 9B. A velocidade de cada

lâmina muda constantemente, de forma independente umas das outras, fazendo com que o tamanho da abertura do campo varie e que cada região da área irradiada receba intensidades diferentes de dose. No planejamento, uma série de configurações geométricas do MLC são definidas, chamadas de posições de controle, e o acelerador irradia o número de Unidades de Monitor (UM) que foram definidas enquanto o colimador se move de uma posição de controle para a próxima. O processo é repetido para cada um dos campos. O resultado são níveis de intensidade contínuo, como mostra a Figura 10. Essa abordagem de IMRT, conhecida como sliding windows ou MLC dinâmica (DMLC), foi implementada pela primeira vez para uso clínico no Memorial Sloan-Kettering Cancer Center em Nova York (LING CC et al., 1996). Esta técnica exige um controle minucioso de velocidade de deslocamento das lâminas, sendo necessários testes específicos de controle de qualidade.

Figura 10 - Perfil de intensidade entregue pelos caminhos das MLC (representado aqui como linhas pontilhadas) para método DMLC (sliding windows) de entrega de IMRT



Fonte: Adaptado de: BOYER et al., (2001).

e. Tomoterapia

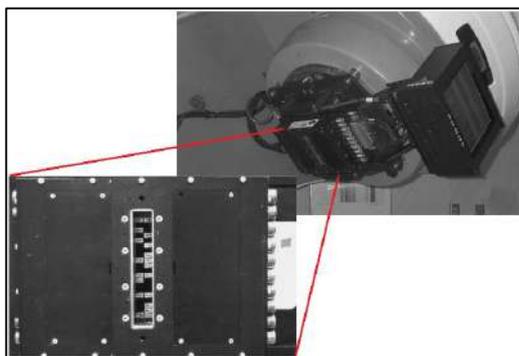
Uma técnica de aplicação de IMRT descrita na literatura definiu uma abordagem chamada Tomoterapia (literalmente “terapia de fatia”) pela qual a IMRT é administrada usando um feixe estreito (MAKIE et al., 1993), irradiando diferentes fatias ou secções do paciente para gerar distribuições de dose em três dimensões, seguindo os princípios da Tomografia Axial Computadorizada.

f. Tomoterapia Serial

Os primeiros tratamentos foram realizados pela técnica conhecida como *Tomoterapia Serial*. Para isso, foi colocado ao gantry de um acelerador convencional um colimador multi-lâminas, com lâminas de 1cm, com abertura de 20cm de largura e 1 a 2cm de extensão. Este colimador é o MIMiC do sistema Peacock que é um miniMLC binário modulado

temporalmente (Figura 11), proposto por MACKIE et al., (1993) e desenvolvido comercialmente (Peacock® MIMiC, Nomos Corp.) (CAROL., 1995). Com a mesa de tratamento em posição fixa, conforme o gantry gira ao redor do paciente, descrevendo um arco de 360°, o feixe irradia uma estreita fatia do paciente, enquanto o colimador muda sua configuração e os feixes de intensidade variada são criados dirigindo as lâminas do MIMiC para dentro e para fora do caminho do feixe de radiação (posição binárias, aberta ou fechada), sob controle computadorizado, modulando a fração do tempo no qual cada segmento do feixe está aberto ou bloqueado. Várias fatias são irradiadas serialmente até cobrir toda a área a ser tratada completando assim o tratamento.

Figura 11 - Sistema mini-MLC modulado temporalmente, como o MIMiC Peacock MIMiC, Nomos Corp. montado em um acelerador linear médico de megavoltagem de baixa energia convencional.



Fonte: Adaptado de: (BOYER A. et al., 2001).

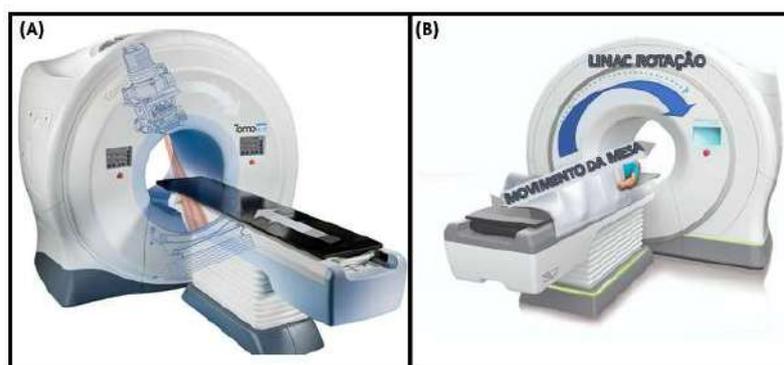
Com a tomoterapia em série, é necessária extrema precisão no movimento da mesa de tratamento, porque os tratamentos são administrados em uma série de fatias de arcos contíguos. Com esta técnica se podem criar pontos quentes ou frios entre as fatias, o que requer controles e testes específicos. Erros de posicionamento de apenas 1 mm podem causar erros de dose da ordem de 10–20% nas regiões de altas doses (LOW et al., 1997). Esse problema é abordado pela técnica conhecida como Tomoterapia Helicoidal.

g. Tomoterapia Helicoidal

Seguindo o mesmo princípio, foi desenvolvido um aparelho específico para a realização de Tomoterapia Helicoidal. O dispositivo usado nesta técnica consiste em um acelerador linear com um pequeno colimador multilâmina, como mostra a Figura 12. O acelerador é inserido em um gantry em forma de anel que permite girar 360° em torno da mesa de tratamento (Figura 12A). Também utiliza sistema de colimação binário (lâminas de 0,625cm) com abertura máxima de 40cm, e espessura de fatia de 0,5 a 5cm. Outra

particularidade deste equipamento é que não utiliza filtro aplanador, tecnologia que além de ser mais rápida, reduz o potencial erro dosimétrico relacionado ao movimento da mesa. Durante o tratamento, o colimador muda sua configuração enquanto o acelerador gira e a mesa se move continuamente (Figura 12B). Este sistema pode incorporar um TC para a localização e posicionamento do alvo.

Figura 12 - Exemplo de aparelho para a realização de Tomoterapia Helicoidal (Sistema de TOMOTHERAPY® TomoHD™)



Fonte: Adaptado de: <https://delec.com.ar/es/equipamiento-medico/tomotherapy/#>. Acesso em: 12 de fev. de 2021.

h. IMRT com Acelerador linear robótico

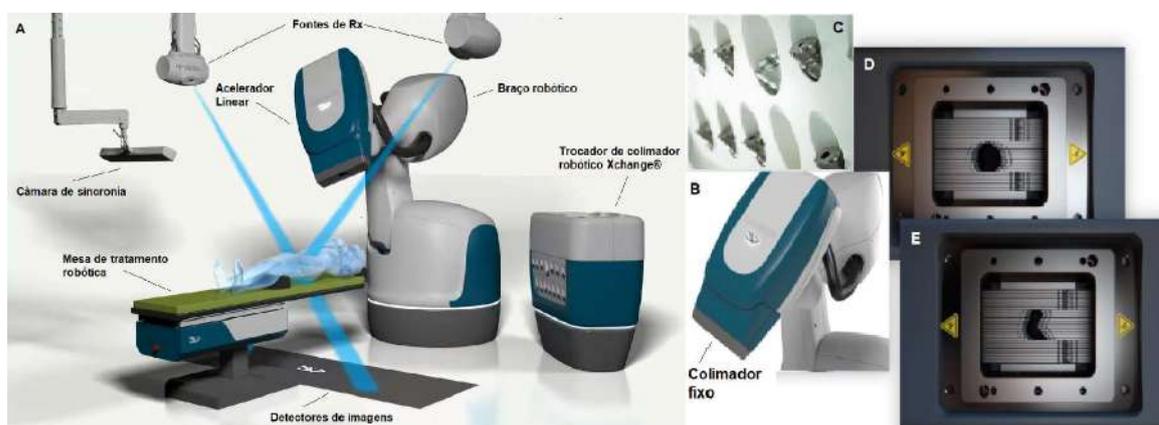
O uso de um pequeno acelerador linear, montado em um robô industrial, um conceito desenvolvido inicialmente para radiocirurgia (SCHWEIKARD A. et al., 1995), também foi proposto como um dispositivo de entrega de tratamento para IMRT sofisticado (WEBB S., 1997; 2000). O robô fornece a capacidade de mirar os feixes com qualquer orientação em relação ao volume alvo, dando assim a esta abordagem de IMRT mais flexibilidade do que qualquer uma das discutidas anteriormente. O tratamento é especificado pela trajetória do robô e pelo número UM entregues em cada orientação robótica.

Na atualidade, um exemplo de acelerador linear robótico é o Sistema Cyberknife S7™ (Figura 13), que possibilita tratamentos de radioterapia robótica precisa tão individual quanto cada paciente. Nele podem ser administrados tratamentos de radiocirurgia estereotáxica cranial (SRS) e extracranial (SBRT) em qualquer parte do corpo - incluindo próstata, pulmão, cérebro, coluna, fígado, pâncreas e rim com verdadeira precisão robótica submilimétrica e sincronização de movimento em tempo real ao paciente e / ou movimento do alvo sem intervenção humana controlada por inteligência artificial (IA). O design robótico do CyberKnife S7™ fornece perfeitamente feixes não coplanares, não isocêntricos e isocêntricos de uma ampla variedade

de ângulos. Esses recursos exclusivos de entrega modelam as distribuições de dose conformadas e permitem tratamentos precisos e eficazes. Este sistema é composto por um acelerador linear associado a um braço robótico, conforme mostra a Figura 13A, possui grande versatilidade nas opções de colimador, entre eles se encontram os colimadores circulares fixos (Figura 13B e C), os colimador de abertura variável Iris™ (Figura 13D) e os colimadores multâminas InCise™ (Figura 13E). A principal vantagem desse dispositivo é que o braço robótico possui seis graus de liberdade, e pode ser movido com alto grau de controle e precisão sub-milimétrica, permite assim, que a fonte seja movida em três direções perpendiculares do espaço, descrevendo três ângulos de rotação em cada uma delas, de modo que o sistema pode emitir radiação em direções diferentes em intervalos de tempo muito curto.

A mesa robótica (RoboCouch®) também possui seis graus de liberdade, podendo executar movimentos de translação x, y, z, e rotação “pitch”, ”yaw” e “roll”. Para IGRT, o sistema utiliza dois fontes de raios-X diagnóstico no teto, e detectores do tipo “flat panel a-Si” instalados no piso da sala de tratamento (detectores de imagens), usados para aquisição de imagens ortogonais que permitem visualizar estruturas ósseas e marcadores fiduciais colocados no tumor. O sistema utiliza também câmaras de infravermelho (câmaras de sincronia), refletores e emissores colocados no tórax do paciente, para detectar o movimento respiratório. De maneira integrada, o sistema é capaz de combinar as informações destes dois métodos de imagem e correlacionar o movimento interno do tumor com o ciclo respiratório e, assim, perseguir o tumor em tempo real, movendo o acelerador linear de forma sincronizada (MURPHY, 2004). Durante o tratamento, o sistema compara, repetidamente, imagens radiográficas com imagens reconstruídas a partir da CT de planejamento para, em tempo real, reposicionar o paciente e localizar o alvo.

Figura 13 - Imagem do Sistema Cyberknife S7™



Fonte: Adaptado de: <https://www.accuray.com/prostate-sbrt-cyberknife/>. Acesso em: 7 de ago. de 2021.

i. Arcoterapia de Intensidade Modulada (IMAT)

Outra abordagem de IMRT é a chamada Arcoterapia de Intensidade Modulada (IMAT, do inglês *Intensity Modulated Arc-Therapy*), foi proposto por Cedric Yu como uma alternativa a técnica tomoterapia, (YU., 1995).

O IMAT permite a irradiação de cada segmento sendo realizada para um conjunto de posições do gantry, ou seja, o gantry do acelerador linear gira enquanto a forma dos diferentes segmentos é ajustada por meio do colimador multilâmina. A IMAT é planejada como uma sequência de campos estáticos, a cada 5°–10 ° de distância, mas fornecida com vários arcos sobrepostos. Dentro de cada arco, a forma MLC é continuamente alterada em função do ângulo do gantry com base nos resultados da otimização, de modo que a distribuição de intensidade cumulativa leva à distribuição de dose desejada. Esta abordagem IMRT foi implementada pela primeira vez para uso clínico na Universidade de Maryland (YU et al., 2000).

Yu et al. (2000) reconheceram que as técnicas de planejamento que implementou não utilizaram totalmente os recursos do IMAT para fornecer tratamentos altamente conformes. Para isso, houve vários desafios no desenvolvimento de técnicas eficazes de planejamento e cálculo de dose. As limitações físicas do acelerador linear, como a velocidade das lâminas, a taxa de dose e a velocidade de rotação do gantry, deram um planejamento complicado e que afetaram a eficácia dos tratamentos, além da determinação do espaçamento ideal do gantry para aproximar os arcos foi um compromisso entre a otimização do tempo de tratamento, tempo de cálculo e precisão (LOSASSO., 1998).

Na época em que o IMAT foi proposto os aceleradores ainda não eram capazes de modular a taxa de dose durante a irradiação, o que resultou na suposição de que arcos só poderiam ser executados com taxas de dose constantes. As restrições que foram impostas aos MLC entre as posições de gantry levaram à necessidade de múltiplos arcos, o que resultou em tempos de tratamento da mesma ordem de grandeza dos tratamentos convencionais de IMRT, tornando lento o processo de sua implementação clínica. Percebendo o potencial do IMAT, Otto propôs o VMAT, uma nova forma de abordagem do IMAT onde o tratamento era executado em um único arco de intensidade modulada (OTTO, 2008).

j. Terapia Volumétrica com Arcos Modulados (VMAT)

Uma variante da IMAT é a Terapia Volumétrica com Arcos Modulados (*VMAT*, do inglês *Volumetric Modulated Arc Therapy*), técnica proposta Karl Otto em 2008 como solução para o problema de resolução do ângulo de amostragem do gantry para otimizações e cálculos de dose, presente na IMAT (PURDY., 2001).

O conceito VMAT levou ao desenvolvimento comercial de TPSs e técnicas de entrega, incluindo a Elekta VMAT (Elekta AB, Issocolmo, Suécia), planejamento com Pinnacle SmartArc (Philips Medical, Madison, WI) e Varian RapidArc® com Eclipse como TPS (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Para oferecer tratamentos altamente conformacionais, essas técnicas usam VMAT com variação da velocidade do gantry, taxa de dose e abertura das MLC. A técnica VMAT é comercializada para entregar planos de tratamento equivalentes a IMRT em um único arco ou mais, enquanto potencialmente requerem tiempos de tratamento mais curtos e menos UM do que a IMRT. Se o plano VMAT é de qualidade equivalente ao plano de IMRT, mas com menos MU e tempos de tratamento mais curtos, os médicos podem escolher a VMAT para reduzir o tempo que um paciente passa na mesa de tratamento e reduzir a dose de radiação espalhada que um paciente recebe como resultado de menos UM. As distribuições de dose alcançáveis por técnicas VMAT devem ser comparados com o padrão IMRT sempre que possível, para diferentes locais de tratamento e geometrias. Quando é utilizada esta técnica, é importante que os planos de tratamento sejam verificados na prática antes tratar o paciente.

Reivindicações sobre o tempo de entrega do tratamento e UMs de um tratamento VMAT foram estudados por vários investigadores, (STIELER et al, 2011; MOLINEU A et al., 2001), eles descobriram que os tempos de tratamento para VMAT usando um ou dois arcos são significativamente reduzidos quando comparados à tratamentos de 3DCRT e IMRT. Otto indicou que uma dose de 200 cGy poderia ser executada em 1,5 a 3 min utilizando a técnica VMAT (OTTO, 2008). Estudos subsequentes demonstraram que a VMAT, além do potencial de poder apresentar uma menor quantidade de UMs, possui um menor tempo de tratamento por aplicação em relação ao IMRT tradicional e ainda fornece distribuições de dose favoráveis (PALMA et al., 2008; CLIVIO et al., 2009; VERBAKEL et al., 2009).

Um estudo de Molineu et al, do ano 2001, descobriu que, para cânceres de cabeça e pescoço, o RapidArc® de um e dois arcos teve uma redução de UM média de 59%, em comparação com uma IMRT de janela deslizante com sete campos. Este estudo também mostrou que dois arcos requerem 5% mais UM do que os tratamentos de arcos individuais (MOLINEU et al, 2001).

Em resumo, a VMAT é um conjunto de técnicas de otimização de dose por meio de planejamento inverso e administração de tratamento em um ou mais arcos; cujas características principais são:

- Movimento dinâmico do MLC,
- Taxa de dose variável durante a rotação do gantry,
- Velocidade de rotação variável do gantry,

- Mantém o ângulo de colimador fixo para cada arco

Do exposto, pode-se deduzir que na IMRT existe um grande número de técnicas e dispositivos para atingir o mesmo objetivo, alcançar distribuições de doses em formas complexas, protegendo os tecidos circundantes. Além de atingir este objetivo, outros fatores devem ser levados em consideração em um tratamento de IMRT, como o número total de Unidades de Monitor ou o número de segmentos, eles determinarão o tempo necessário para a realização do tratamento (BOHSUNG et al, 2005).

Como foi visto anteriormente, a IMRT/VMAT possui pequenos campos (beamlets) na conformação de seus campos de tratamento, por isso é muito importante saber como realizar dosimetria neste tipo de campos, por isso o assunto será abordado a seguir.

2.3 Campos pequenos: Aspectos gerais

Dada a importância da dose absorvida nos tratamentos de Radioterapia, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (*ICRU*, do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements*) estabeleceu em seu Relatório 24 (ICRU, 1987) sobre a determinação da dose absorvida em pacientes irradiados com raios X ou raios gama em procedimentos de Radioterapia, a necessidade de uma precisão de $\pm 5\%$ na administração da dose a um volume-alvo. Posteriormente, algumas recomendações foram publicadas afirmando que a incerteza combinada deve ser inferior a 3,5% para um desvio padrão. Em certas aplicações, intervalos de incerteza mais amplos eram aceitáveis e, em alguns casos especiais, deveria haver uma tendência para reduzir o intervalo de incerteza abaixo deste valor (MIJNHEER et al, 1989).

Atualmente, o requisito de uma precisão de $\pm 5\%$ é frequentemente interpretado como o intervalo de tolerância entre a dose prescrita e a dose administrada em um volume alvo. Para garantir que a dose esteja dentro do intervalo de tolerância estabelecido, os centros implantaram códigos de prática para a medição da dose absorvida.

Os códigos de prática atualmente adotados para dosimetria para campos externos de fótons em radioterapia, o TRS-398 (ANDREO et al., 2000) ou AAPM TG-51 (AAPM, 1999), contemplam técnicas de tratamento “convencionais”, com tamanhos de campo variando de 4x4 cm² e 40x40 cm² (DAS et al., 2008). Nessas condições, os requisitos físicos da teoria da dosimetria para a determinação da dose absorvida em água são satisfeitos; fundamentalmente a condição de equilíbrio das partículas carregadas é estabelecida, sob a qual uma relação pode

ser estabelecida entre a ionização gerada pelo feixe em um volume sensível (normalmente ar) e o kerma de colisão. Este será proporcional à dose, dada a condição mencionado.

Na radioterapia com técnicas especiais, como a IMRT/VMAT, a radiocirurgia estereotáxica (SRS) e tecnologias associadas, como MLC de alta resolução (HDMLC), Gamma Knife®, CyberKnife®, TomoTherapy® etc., utilizam campos de irradiação de dimensões milimétricas, para administrar a dose precisamente em um pequeno volume, com margens muito estreitas, ou para constituir um campo composto a partir da soma de vários campos pequenos. Associado ao uso dessas técnicas e equipamentos, tem aumentado a incerteza na dosimetria clínica e diminuído a rastreabilidade para uma dosimetria de referência, com base nos Códigos de Prática existentes como o TRS-398 (ANDREO et al., 2000) e a necessidade de revisão dos aspectos dosimétricos envolvidos tem sido destacada, havendo registros de acidentes e erros relacionados a essas tecnologias (ALFONSO et al., 2008; ANDREO et al., 2014).

Embora não haja uma definição consensual única de um campo pequeno (ALFONSO et al., 2008) um feixe é geralmente considerado pequeno quando o tamanho do lado do campo é tal que o equilíbrio lateral da partícula carregada (LCPE) não é alcançado (ALFONSO et al., 2008). Nessa situação, as considerações clássicas da teoria da cavidade e dos fatores de perturbação, implícitos nos Códigos de Prática TRS-398 e o TG-51, tendem a perder validade por não serem campos convencionais (ALFONSO et al., 2008; WUERFEL, 2013).

No ano de 2017 foi publicado o protocolo TRS-483 (IAEA, 2017) para a dosimetria de campos pequenos em feixes de radioterapia, dada a necessidade de padronização na dosimetria de campos pequenos. No protocolo TRS-483 (IAEA, 2017) definem-se como campos pequenos aos campos de radiação que apresentam pelo menos uma das três condições físicas a seguir:

- 1) Perda de equilíbrio lateral de partículas carregadas (LCPE) no eixo do feixe;
- 2) Oclusão parcial da fonte primária de fótons pelos dispositivos de colimação no eixo do feixe;
- 3) O tamanho do detector é semelhante ou grande em comparação com as dimensões do feixe de radiação.

As duas primeiras características são relacionadas ao feixe, enquanto a terceira é relacionada ao detector para um determinado tamanho de campo. Todas, as três condições resultam em sobreposição entre a penumbra do campo e o volume do detector. Cada uma delas é descrita detalhadamente no APÊNDICE A, bem como suas consequências na medição da dose absorvida.

A seguir discutiremos rapidamente os tipos de detectores utilizados para dosimetria de campos pequenos e será dada ênfase para os dosímetros de BeO porque estes serão utilizados no desenvolvimento do sistema apresentado neste trabalho.

2.3.1 Detectores usados na dosimetria de campos pequenos

Os detectores para dosimetria de campos pequenos devem satisfazer às seguintes condições:

- 1) O tamanho do detector deve ser suficientemente pequeno para garantir uma boa resolução espacial e não contribuir para piorar o desequilíbrio eletrônico lateral. A diminuição do tamanho do detector deve ser acompanhada por um aumento na sua sensibilidade, para manter a relação sinal - ruído em níveis aceitáveis.
- 2) Recomenda-se que o detector possua número atômico efetivo equivalente ao tecido humano e sua resposta seja independente da energia, porque os espectros de energia de fótons e electrons secundários são modificados com o tamanho do campo, com a profundidade e com a distância ao eixo do campo, devido ao desequilíbrio eletrônico laterais e a projeção incompleta da fonte no plano do detector.
- 3) É essencial que tenha uma resposta uniforme em todas as direções, já que a distribuição angular de elétrons e também fótons são modificadas com a profundidade e a distância o eixo do campo.
- 4) Para aplicações em que a dose é administrada com múltiplos feixes ou vários arcos, o detector deve ser integrador, isto é, o sinal deve ser proporcional à dose total recebida pelo detector.
- 5) Por razões práticas, é considerado útil que o detector tenha uma resposta linear com a dose no intervalo de medição e não pode saturar, para simplificar a calibração do detector.
- 6) Na escolha do dosímetro também se tem em conta outros fatores, como o preço ou a facilidade no manuseio, especialmente se serão utilizados em centros de forma rotineira.

Atualmente não existe um detector que cumpra todas as condições, de modo que não existe nenhum detector que possa ser considerado como padrão para campos pequenos.

Quando um detector é escolhido para medir a dose absorvida em tais campos, tendem a dominar a resolução espacial do detector contra as outras condições. Os sinais dos detectores podem ser corroidos se dependerem da energia, a taxa de dose ou na direção de incidência.

As clínicas de radioterapia em geral realizam medidas dosimétricas de campos pequenos utilizando diferentes detectores e, vem seguida, os resultados obtidos são comparados e as diferenças entre eles são interpretados à luz das características e limitações dos vários detectores. A simulação com Monte Carlo também é usada como um método adicional.

a. Câmaras de ionização

São detectores de radiação baseados na medição da ionização produzida pelo campo de radiação numa cavidade preenchida de ar. Tais detectores apresentam uma boa estabilidade, resposta linear e independente da qualidade do feixe e são padrões de calibração rastreáveis. Tais detectores têm algumas desvantagens para medir a dose em pequenos campos.

Em primeiro lugar, o fato da introdução de um detector gasoso num objeto simulador equivalente a tecido aumenta o desequilíbrio eletrônico lateral. Este efeito é independente do volume de detecção, uma vez que o volume total da câmara de ionização é grande em relação ao tamanho do campo.

Além disso, o fluxo de elétrons no eixo do campo diminui através da introdução de uma câmara de ionização no objeto simulador. Isto provoca uma diminuição da ionização no volume ativo, assim, a dose no volume de detecção é inferior à que seria depositada no mesmo volume de água pelo campo de radiação (LAUB and WONG., 2003; MCLIVEN et al., 2006).

Este efeito, combinado com o desequilíbrio eletrônico lateral, resulta na não uniformidade das partículas carregadas que passam pelo detector. Este fato não invalida o uso dos poderes de freamento mássico para relacionar a dose no meio e na cavidade, mas exige a introdução de fatores de correção (CROP et al., 2009).

Por outro lado, deve ser considerado se esses detectores oferecem uma resolução espacial suficiente para tais campos, considerando que as câmaras de ionização gasosas podem ser fabricadas com diferentes volumes de detecção. As câmaras de ionização calibradas, usadas para medir a dose em condições de referência, tem um volume de detecção entre 0,1 e 1 cm³. Tais instrumentos não fornecem a resolução espacial exigida pelos campos de tamanho pequeno (LAUB and WONG., 2003; GUZMÁN et al., 2007; CHENG et al., 2007).

Para melhorar a resolução espacial de tais detectores são fabricadas microcâmaras de ionização com um volume sensível abaixo de 0,1 cm³. Ao diminuir o volume de detecção seu

sinal é mais fraco há uma significativa redução na coleta de carga, então deve ser verificada a reprodutibilidade e que a relação sinal-ruído seja aceitável.

Para aumentar a sinal de tais instrumentos, o eletrodo central é fabricado com materiais de elevado número atômico, o que provoca uma sobrerresposta para fótons de baixa energia. Como consequência, se produzem variações na sensibilidade com o tamanho do campo e a profundidade, que devem ser consideradas quando as medições de dose são levadas a cabo em campos pequenos (LOW et al., 2011).

Apesar da diminuição do volume de detecção, comparando às medições efetuadas com microcâmaras de ionização com outros detectores são observadas diferenças que precisam ser corrigidas, usando medidas de outros detectores ou simulação de Monte Carlo (ZEVERINO et al., 2011; DE OST., 2011). Estes fatores de correção são altamente dependentes do modelo de microcâmara que foi usado (FRANCESCON et al., 2008; MCLIVEN et al., 2006; LEE et al., 2002).

As microcâmaras não podem ser usadas para medir a dose em campos abaixo de 1 cm de lado ou de rádio, com a excepção de alguns modelos com um volume de detecção da ordem de $0,007 \text{ cm}^3$ (STASI et al., 2004; BHATNAGAR et al., 2009). Nem são úteis para obter fatores de campo dos campos de menor tamanho do GamaKnife (MACK et al., 2002). Porém, tem sido utilizado uma microcâmara de $0,016 \text{ cm}^3$ para calibração de Gama Knife® Perfexion™, mostrando uma boa concordância com outros detectores, como dosímetros termoluminescentes ou filmes radiocrômico (McDONALD et al., 2011).

Os perfis dos feixes obtidos com microcâmaras de ionização estão mais próximos do verdadeiro valor do que os obtidos com câmaras de ionização (LAUB and WONG., 2003), porém, os estudos realizados por (DING et al., 2006; PAPPAS et al., 2008; SCOTT et al., 2008; MANOLOPOULOS et al., 2009), mostram que há uma sobreestimativa da largura da penumbra.

b. Detectores semicondutores - Diodos

Os diodos são detectores fabricados de materiais semicondutores, principalmente silício. Quando o campo de radiação incide em um material semicondutor, é gerado pares elétron - lacuna, que podem ser separados por um campo eléctrico, produzindo um sinal que pode ser quantificado.

O silício tem uma alta densidade, de modo que os diodos são detectores com elevada sensibilidade, da ordem de 20 a 100 vezes maior do que a de uma câmara de ionização. Esta propriedade permite a fabricação com volumes de detecção da ordem de $0,002 \text{ cm}^3$, de modo

que oferecem uma boa resolução espacial. Também apresentam excelente reprodutibilidade da ordem de 0,1% e uma resposta muito rápida, que permite medições em tempo real. Como são feitos de silício não são equivalentes ao tecido. Sua resposta depende da temperatura, taxa de dose e energia.

Seu alto número atômico provoca um aumento na seção eficaz do efeito fotoelétrico, assim que estes dispositivos têm um sobrerresposta a fótons de baixa energia. Foram obtidos por simulação de Monte Carlo fatores de campo ($S_{c,p}$) e fatores de correção (F_{corr}) para uma unidade Cyberknife com feixe de elétrons de energia 7 MeV, onde os F_{corr} estimados são maiores que 1 para as microcâmaras e o detector de diamante, enquanto F_{corr} para o detector de diodo é menor que 1. Isso é interpretado como uma prevalência de efeitos de volume para as microcâmaras e o diamante e como um efeito devido à alta número atômico da camada ativa e do substrato de silício circundante para o diodo. (FRANCESCON et al., 2008).

Sua resposta depende da direção de incidência, é mais elevada na direção paralela ao eixo do diodo que na direção perpendicular ao mesmo (ARAKI et al., 2003; LOW et al., 2011; PETASECCA et al., 2015). A longo prazo estão sujeitos a alterações de sensibilidade devido aos danos da radiação. Quando o tamanho do campo é reduzido, observou-se que tais detectores têm uma certa sobrerresposta para campos abaixo de 1 cm (FRANCESCON et al., 2011).

Devido à sua excelente resolução espacial, têm sido usados com sucesso para medir os fatores de campo em equipamento como GamaKnife, CyberKnife e aceleradores lineares utilizados em Radicirurgia (GALAL et al., 2011; MACK et al., 2002; TSAI et al., 2003; FRANCESCON et al., 2008; ARAKI et al., 2003; DIETRICH and SHEROUSE., 2011; CRANMER et al., 2011a). Também têm sido usados para obter os perfis dos feixes gerados nos aceleradores lineares utilizados em IMRT (LAUB and WONG., 2003; SCOTT et al., 2008).

Como sua resposta é dependente da energia, não é recomendado seu uso na obtenção de PDD, uma vez que o espectro de energia em pequenos campos varia significativamente com a profundidade (SCOTT et al., 2008). Este tipo de detectores também é utilizado para dosimetria in vivo (MARZUKI et al., 2018).

Até agora tem sido abordado a aplicação de diodos para medir a dose em um ponto, mas os diodos também podem ser usados para obter as distribuições de dose em duas dimensões. As matrizes de diodos são fabricadas sobre uma peça de silício, usando a mesma técnica de circuitos integrados, de modo que não há zonas mortas entre detectores. Com este tipo de instrumento pode ser obtida a dose em um grande número de pontos instantaneamente, com resolução espacial submilimétrica. O desenho e disposição dos detectores na superfície variam de modelos comerciais para outros dois quais alguns são descritos a seguir.

O Sistema Eletrônico de Imagem Portal (EPID, do inglês *Electronic Portal Imaging Device*) é composto por um painel plano de detectores de silício que pode vir montado sobre um braço robótico para ser despregado debaixo do feixe no momento em que precisa de ser utilizado. Inicialmente foi concebido como um sistema de verificação da posição dos pacientes e foi incorporado em alguns aceleradores lineares que foram utilizados em IMRT. No momento, existem diferentes modelos deste instrumento. Tem sido desenvolvido um software específico para realizar testes de dosimetria em IMRT (LOW et al., 2011; VIAL et al., 2009; McCURDY and GREER., 2009; IORI et al., 2010; GUSTAFSSON et al., 2011) e em Radioterapia estereotáxica (ARISTOPHANOUS et al., 2011), atingindo uma resolução espacial de 5 a 10 mm.

O DOSI é uma matriz de 128 diodos dispostos de forma linear, com uma superfície total de $0,25 \times 32 \text{ mm}^2$. Tem sido usada para obter a largura da penumbra nos perfis dos feixes observando-se boa concordância com outros detectores como o diamante (PAPPAS et al., 2008; MANOLOPOULOS et al., 2009).

DMG (*Dose Magnifying Glass*) é um detector de silício composto de 128 detectores com uma área sensível de $20 \times 2000 \mu\text{mm}^2$. Alcança uma resolução espacial de 0,2 mm. Tem sido utilizado para efetuar controles de qualidade em radiocirurgia e IMRT (WONG et al., 2011; WONG et al., 2011) e verificações dosimétricas de tratamentos de IMRT (WONG et al., 2010).

SRS MapCHECK é uma matriz de 1013 diodos, com um espaçamento entre detectores de 2,47 mm, com uma área activa de detectores de $77 \times 77 \text{ mm}$ e uma sensibilidade dos diodos de 15 nC/Gy. Este arranjo de detectores tem sido usado para garantia de qualidade de pré-tratamento do plano SRS e SBRT (ROSE et al., 2020), controle de qualidade paciente específico em Cyberknife M6 (PARSONS D et al., 2019).

myQA SRS é uma matriz de detectores de classe de película óptima para SRS / SBRT, é uma matriz única de sensores de estado sólido CMOS, com uma resolução de 0,4 mm com 105.000 píxeles, uma área activa do detector de $12 \times 14 \text{ cm}^2$. Tem sido utilizado para a realização de controle de qualidade do paciente em tratamentos de SRS/SBRT, verificando os planos de tratamento estereotáxico com resolução de classe de filme e a eficiência comprovada do fluxo de trabalho de um detector digital (YANG, 2021)

c. **Detectores MOSFET**

Os transistores de efeito de campo (MOSFETs do inglês, *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) são formados por um substrato de silício, onde há duas regiões tipo p,

chamados de fonte e dreno, separadas por uma região de tipo n, chamada canal. O fluxo de corrente através do canal é controlado por um terminal de metal chamado porta (*gate*), separado do substrato de silício por uma camada isolante de óxido de silício.

Quando estes detectores são expostos a um campo de radiação, se produz uma alteração na tensão limiar da porta, devido às cargas aí aprisionadas. Esta mudança de tensão limiar é proporcional à dose absorvida.

A superfície sensível do detector está localizada na parte superior e é menor de 1 mm², por isso tem uma excelente resolução espacial. Sua resposta é independente da energia, depende muito pouco da taxa de dose e a temperatura. Sua reprodutibilidade e linearidade é semelhante ao de outros dosímetros como câmaras de ionização convencionais e diodos (FRANCESCON et al., 1998; KURJEWICZ and BERNDT., 2007).

Sua sensibilidade depende da direção de incidência, porque a superfície sensível está localizada na parte superior do detector. Devido ao alto número atômico do substrato de silício localizado abaixo da superfície sensível, se produz um retroespalhamento, resultando numa sobrestimativa da medida da dose absorvida (FRANCESCON et al., 1998). Este efeito aumenta ao diminuir o tamanho de campo. Pode ser corrigido através da comparação de suas medidas com as de outros detectores ou por meio de simulação de Monte Carlo.

Além de uma excelente resolução espacial, são de leitura imediata, o que os torna úteis em aplicações de controle de qualidade (ARISTOPHANOUS et al., 2011; WANG and XU., 2008; SNIR et al., 2011) ou em dosimetria *in vivo* (QI et al., 2009; SCALCHI et al., 2010). Embora têm sido utilizados para obter distribuição de doses em pequenos campos (FRANCESCON et al., 1998; KURJEWICZ and BERNDT., 2007), seu uso não se generalizou como aconteceu com outros dosímetros sólidos como o diodo.

d. Detectores de diamante

A medida da dose com detectores de diamante está baseada em alterações temporais na condutividade elétrica, como resultado de um campo de radiação. Este tipo de detectores produz sinais relativamente grandes, de modo que são muito sensíveis. Isto permite que sejam fabricados com um volume de detecção de uns poucos mm³, muito menor do que as microcâmaras, porém maior do que os diodos.

Os detectores de diamante são equivalentes ao tecido e tem uma pequena dependência energética. Fornecem uma leitura quase instantânea, permitindo assim a realização de verificações em tempo real. Sua resposta varia com a taxa de dose (HOBAN et al., 1994).

A principal desvantagem deste tipo de detectores é que são caros e difíceis de fabricar. A resposta de diamante natural varia em função do seu tamanho, forma e pureza. Também deve-se prestar especial atenção ao seu posicionamento, porque qualquer pequeno desvio pode resultar em que o ponto efetivo de medição fique deslocado (PAPPAS et al., 2008).

Os detectores de diamante foram usados para obter fatores de campo do equipamento GamaKnife (MACK et al., 2002). Da comparação com outros detectores, resulta que apresentam boa resolução espacial, embora um pouco abaixo dos diodos (TSAI et al., 2003; ARAKI et al., 2005; FRANCESCON et al., 2008;). Sua dependência da taxa de dose limita o seu uso em IMRT (LOW et al., 2011).

O microDiamond 60019 PTW tem um volume activo de $0,004 \text{ mm}^3$, é o primeiro detector de diamante de cristal único (SCDD) disponível comercialmente em todo o mundo adequado para dosimetria clínica. Como um detector de diamante sintético, que é reproduzivelmente fabricado em um novo e inovador processo de produção, ele combina as vantagens dos detectores de diamante natural e dos detectores de diodo de silício quase perfeitamente. Devido ao seu design especial e propriedades do material, o microDiamond quase não apresenta desvios na dose absorvida na água, mesmo nos menores tamanhos de campo, tornando-o uma escolha perfeita para dosimetria precisa de campo pequeno (PTW, 2021).

e. Dosímetros termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes emitem energia na forma de luz visível quando são aquecidos, depois de ter sido exposto um campo de radiação ionizante. Este sinal luminoso é uma função da dose absorvida. Como o sinal é obtida com um processo de aquecimento pós-irradiação, não podem ser usados para medições de dose em tempo real.

Estes tipos de dosímetros são reutilizáveis, após o tratamento térmico adequado para restaurar a sua sensibilidade após a irradiação. São sensíveis a fatores externos tais como a humidade ou temperatura principalmente em forma de pó e dosímetros sólidos. Para realizar medidas em pequenos campos têm sido usados dosímetros sólidos de 1 mm^3 de volume, oferecendo excelente resolução espacial por causa de seu pequeno tamanho. Tem sido observada uma boa concordância com as medições realizadas com outros detectores como filmes, diodos, detectores de diamante ou MOSFET (TSAI et al., 2003; GUZMÁN et al., 2007; FRANCESCON et al., 1998; KURJEWICZ and BERNDT., 2007; CHENG et al., 2007).

O trabalho realizado pelo Calcina Guzmán et al., (2007) mostra que os dosímetros termoluminescentes de 1 mm^3 podem ser utilizados para a obtenção de PDD, os perfis dos

feixes vigas e fatores de dispersão total para pequenos campos. Também têm sido utilizados com sucesso na dosimetria vivo (GAGLIARDI et al., 2009).

f. Dosímetros luminescentes opticamente estimulados

Os dosímetros luminescentes opticamente estimulados ou OSL (*Optically Stimulated Luminescent Dosimeters*) são semelhantes aos termoluminescentes, porém a desexcitação do material após a irradiação é efetuada pela incidência de luz no dosímetro em lugar do aquecimento, como é no processo de termoluminescência. A intensidade da luz emitida pelo cristal é proporcional à dose absorvida. No APÊNDICE A, são apresentados os detalhamentos para a técnica OSL.

Apresentam boa reprodutibilidade, têm uma pequena dependência energética e, em alguns formatos tem sido observado alguma dependência em relação ao ângulo de incidência (MIZUNO et al., 2008; ARAKI et al., 2003; ARAKI et al., 2004; KERNS et al., 2011). Os dosímetros OSL têm sido usados para a realização de auditorias postais de verificação dosimétrica em radioterapia, entre eles se encontram os dosímetros NanoDot (PUJADES, 2019).

Para obter uma boa resolução espacial em pequenos campos se utiliza uma variedade comercial conhecida como GRD (*Glass Rod Dosimeter*) que tem a forma de cilindro com um diâmetro de 1,5 mm e 8,5 mm de altura, embora o seu volume sensível é de diâmetro de 1,0 mm e 0,6 mm de altura.

Este formato tem sido usado para levar a cabo medidas de fatores de output em equipamentos como GamaKnife e Cyberknife (ARAKI et al., 2003, 2004), mostrando boa concordância com outros detectores como diodos e detectores de diamante para campos cujas dimensões laterais são maiores do que 0,5 cm. Para campos abaixo deste valor não são suficientemente precisos para estimar a largura da penumbra nos perfis dos feixes (ARAKI et al., 2005).

O BeO é um dos dosímetros que tem sido amplamente explorado com a técnica OSL devido suas propriedades dosimétricas intrínsecas como a alta sensibilidade à radiação ionizante, dose resposta linear em cima de seis ordens de grandeza ($5\mu\text{Gy}$ até 5Gy), e número atômico efetivo ($Z_{\text{eff}} = 7,2$) semelhante ao tecido mole humano ($Z_{\text{eff}} = 7,6$) (YUKIHARA., 2011), atendendo muitos requisitos de dosimetria pessoal, ambiental e médica (SOMMER., 2007).

g. Dosímetros de Alanina

A L-alanina é um material é utilizado para a dosimetria em radioterapia uma vez que seu número atômico é quase equivalente ao tecido humano, a sua resposta por ressonância paramagnética eletrônica (EPR) é independente da taxa de dose e energia da radiação até 10 MeV (CHEN et al., 2007) e apresenta uma relação linear com a dose até 60 Gy (CHEN et al., 2005).

Para campos pequenos têm sido usados dosímetros cilíndricos de 1mm de diâmetro e 3-4 mm³ de volume. Posicionado com seu eixo paralelo ao eixo do campo para obter uma melhor resolução espacial. Com eles foram obtidos fatores de saída de campo e os perfis dos feixes, observado uma boa coincidência com outros detectores (MACK et al., 2002; CHEN et al., 2007; CHEN et al., 2005). Por sua boa resolução espacial, também têm sido empregados para executar verificações de dosimetria no equipamento Gama Knife® Perfexion™ (McDONALD et al., 2011) e em dispositivos de irradiação em Tomoterapia (DE OST et al., 2011; PERICHON et al., 2011). Seu uso não se tornou generalizado, devido ao alto custo do espectrômetro utilizado para a leitura.

h. Filmes

Os filmes são detectores que permitem obter a dose absorvida numa grande quantidade de pontos de uma superfície em um único disparo, ou seja, fornecem distribuições de doses em duas dimensões. São uma boa alternativa para conseguir a resolução espacial necessária para campos pequenos.

São dosímetros relativos, cuja sinal deve ser comparada com a de um dosímetro absoluto. São integradores e a informação é registrada de forma permanente, o que permite proceder a verificações posteriores.

Este tipo de detector tem sido utilizado em Radiocirurgia e IMRT para o comissionamento de dispositivos de irradiação, a obtenção de parâmetros que são introduzidos nos sistemas de planejamento e realizar controle de qualidade. Existem diferentes tipos de filmes baseados no fenômeno físico ou químico que é utilizado para obter a dose absorvida.

Filme radiográfico contém uma emulsão sensível de halogeneto de prata, portanto, não são equivalentes ao tecido. Ao colocar os filmes em um campo de radiação ionizante, se produzem reações químicas na emulsão sensível, que conduzem à formação de uma imagem latente, que é necessário fixar por meio de processamento.

O resultado é um escurecimento do filme, que é função da dose absorvida. O escurecimento também depende de outros fatores, tais como a energia, o tamanho do campo,

profundidade e condições de processamento. Também são observadas diferenças entre os filmes de diferentes lotes. A dose absorvida é obtida a partir da densidade óptica do filme.

Os filmes radiográficos têm sido amplamente utilizados devido ao seu baixo custo e que podem ser colocados em objeto simuladores de diferentes materiais, sem perturbar o equilíbrio eletrônico. Sua resposta depende da taxa de dose. São sensíveis à luz, de modo que tem que ser manipulado no escuro.

Devido à sua boa resolução espacial, têm sido usados para medir a dose em campos pequenos, mostrando uma boa concordância com outros detectores (MACK et al., 2002; TSAI et al., 2003; BANCI et al., 2007; FRANCESCO et al., 1998). Também têm sido utilizados para efetuar controles de qualidade em IMRT (GILLIS et al., 2005). A AAPM recomendou usar expressamente em radiocirurgia e IMRT no seu relatório TG-69 (AAPM., 2007) sobre a dosimetria de filme radiográfico.

Os filmes radiocrômicos tem as mesmas vantagens que os radiográficos, superando alguns dos seus inconvenientes. Contêm uma emulsão sensível formada por monómeros, que quando são expostos a um campo de radiação, se juntam para formar polímeros e o filme se torna colorido. A coloração pode aumentar após a irradiação, que deve ser considerado na determinação da dose.

São praticamente equivalentes ao tecido, a sua resposta é quase independente da energia e não necessitam de processamento posterior. Podem ser manipulados na luz, porém apresentam uma certa sensibilidade à radiação ultravioleta.

Em campos pequenos, as doses obtidas com películas radiocrômicas mostram boa concordância com os resultados obtidos com outros detectores (MACK et al., 2002; TSAI et al., 2003; GUZMÁN et al., 2007; FRANCESCO et al., 1998) e podem ser usadas como uma referência para os detectores bidimensionais (BANCI et al., 2007).

Dentro dos filmes radiocrômicos, os modelos EBT e EBT2 de GafchromicTM têm sido amplamente utilizados, porque tem boas características dosimétricas, uma vez que são equivalentes ao tecido, têm alta sensibilidade, pouca dependência energética, são independentes da taxa de dose e o ângulo de incidência, e são altamente uniforme de lote para lote. Também, eles são muito finos (<280 µm) e podem ser facilmente colocados entre 2 placas de um objeto simulador de material equivalente à água. Essas vantagens os tornam especiais para a medição de planos de dose, seja em testes de referência de IMRT (como os propostos pelo documento TG-119 sobre o comissionamento desta técnica) ou na realização de testes de controle de qualidade específicos para cada paciente.

Têm sido utilizados em controle de qualidade em IMRT (ZEIDAN et al., 2006; GARCÍA et al., 2010; STIELER et al., 2011; ZEVERINO et al., 2011; SNIR et al., 2011) e radiocirurgia (COSCIA et al., 2009; GALAL et al., 2011; HARDCASTLE et al., 2011), na obtenção de parâmetros de dosimetria para introduzi-los em sistemas de planejamento (WILCOX et al., 2007; DEVIC et al., 2009; NOVOTNY et al., 2009; BOUCHARD et al., 2009; JU et al., 2010; McDONALD et al., 2011;), em medidas de dose absorvida em áreas com grandes gradientes (CHIU and CHAN., 2009) ou na presença de não homogeneidades (WILCOX and DASKALOV., 2008).

2.3.2 Determinação de Fator Output

Nas técnicas de IMRT e VMAT, a intensidade da radiação pode ser controlada através do movimento contínuo do MLC, e a radiação é realizada dinamicamente para cobrir totalmente a tumor de acordo com sua forma, para isto “*beamlets*” são produzidos, onde seus tamanhos dependem do tamanho da folha do MLC e de seu movimento (WEBB, 2003; ARNO J. and JOHN C, 2005). Portanto, observa-se que IMRT e VMAT possuem campos menores em relação à radioterapia tradicional. Portanto se faz necessário verificar se existe alguma mudança na resposta do detector em função do tamanho do campo selecionado.

Um fator de campo é definido como a razão entre a dose absorvida pela água em qualquer campo e um campo de referência a uma determinada profundidade. Em feixes largos convencionais, é derivado de uma proporção de leituras do detector devido à independência prática das grandezas dosimétricas no tamanho do campo. Em dosimetria de campo pequeno, no entanto, tal independência não existe, então o fator de campo irá, na maioria dos casos, exigir que um fator de correção *output* seja aplicado à razão de leitura medida do detector. Assim, na maioria dos casos, será incorreto relatar uma proporção de leituras como um fator output, um erro que, infelizmente, é freqüentemente encontrado na prática clínica, bem como na literatura científica (PALMANS, 2011). A prática comum de relatar taxas de leituras do detector como fatores de campo é um erro que gerou muita confusão, potencialmente em erros graves e, em alguns dos piores casos, em acidentes reais. Por exemplo, o uso de detectores inadequados para a medição dos fatores de campo sem outras correções foi relatado como a principal causa de uma sobredosagem acidental de pacientes para feixes definidos pelo M3 micro-MLC de Brainlab (DERREUMAUX et al., 2011). Muitos exemplos foram publicados mostrando grandes discrepâncias entre a proporção de leituras medidas com diferentes tipos de detectores para um feixe particular em comparação com a proporção real de dose absorvida para valores

de água (SANCHEZ-DOBLADO, 2007; SAUER et al., 2007; DAS et al., 2008). Essas discrepâncias são principalmente do tamanho do campo e dependentes do detector, as que podem ser inaceitavelmente altas quando as medidas se realizam com detectores que têm um grande volume em comparação com o tamanho do campo pequeno.

Alfonso et al., (2008) enfatizaram a distinção entre proporções de leituras do detector e proporções de dose absorvida para valores de água, incluindo explicitamente um fator de correção output na expressão para o fator de campo (ALFONSO et al., 2008).

Em campos de referência grandes, os fatores de correção output são necessários para detectores que exibem uma resposta dependente de energia devido aos fótons dispersos de baixa energia originados no cabeçote do equipamento e no objeto simulador, combinados com os diferentes coeficientes mássico de absorção de energia para esses fótons de baixa energia. Então, a abordagem empregada para obter fatores de campo é usar uma câmara de ionização para tamanhos de campo até aquele onde a média de volume se estabelece, e usar um detector pequeno (por exemplo, um diodo, diamante, câmara de ionização líquida ou cintilador orgânico) para campos menores. Os fatores de campo derivados das medições com os detectores pequenos são renormalizados no menor tamanho de campo onde a câmara de ionização é usada; isso é referido como o método de campo intermediário no protocolo TRS-483 (IAEA, 2017). Esse método às vezes é chamado de “*daysi chaining*” (DIETRICH and SHEROUSE., 2011).

Para a dosimetria de campos clínicos, em relação à dosimetria de referência de um campo msr , é usado o fator de campo $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ definido como a razão de dose absorvida em água no campo clínico f_{clin} com qualidade de feixe Q_{clin} e dose absorvida em água no campo de referência específico de máquina f_{msr} com qualidade de feixe Q_{msr} :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (1)$$

Esses fatores de campo são usados para converter a dose absorvida em água do campo de referência específico da máquina f_{msr} na dose absorvida em água do campo clínico f_{clin} . Para máquinas que podem estabelecer o campo de referência f_{ref} convencional de 10 cm × 10 cm, 'msr' na Equação (1) e o texto que o acompanha é substituído por "ref". Isso se aplica ao restante deste texto, já que o linac onde foi desenvolvido este trabalho pode estabelecer

o campo de referência de 10 cm x 10 cm. Fatores de campo são derivados de uma proporção de leituras do detector de acordo com:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (2)$$

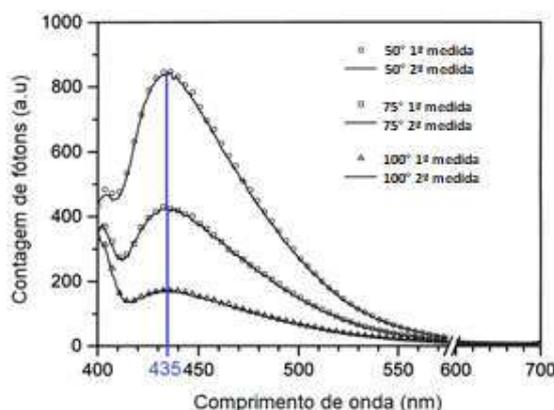
É claro a partir desta equação que uma proporção de leituras não é igual a um fator de output; em vez disso, essas relações precisarão ser multiplicadas por um fator de correção para obter o fator de output do campo. Somente se a leitura do detector for diretamente proporcional à dose absorvida na água em um ponto e o fator de proporcionalidade permanecer constante, o fator de correção output se tornará unitário. Mesmo os calorímetros ou instrumentos de transferência requerem fatores de correção output para campos menores. Para alguns detectores que são muito pequenos e têm uma resposta independente da energia, como filme radiocrômico, uma câmara de ionização líquida ou um cintilador orgânico, os fatores de correção output podem ser próximos da unidade. O detector de campo pequeno perfeito, entretanto, não existe.

2.4 Dosimetria com detectores de óxido de berílio (BeO)

O óxido de berílio (BeO) foi estudado como um dosímetro termoluminescente, mas o sinal TL mostrou-se sensível à luz (McKeever et al., 1996). O material era conhecido por ter alta sensibilidade TL comparável ao LiF: Mg, Ti (TLD 100) e considerado como um material dosimétrico alternativo devido à sua equivalência quase tecidual (SCARPA., 1970; SCARPA et al., 1971). Além disso, a pronta disponibilidade em forma de discos cerâmicos robustos e de fácil manuseio, boa condutividade térmica e baixo custo o tornaram muito atraente para muitos grupos de pesquisa.

Na técnica OSL, o comprimento de onda ótimo de estimulação do BeO é, aproximadamente, 435 nm, sendo este o máximo dentro de um pico largo que varia de 420 a 550 nm no espectro de estimulação do sinal OSL obtido no estudo realizado por BULUR and GÖKSU (1998), como pode ser visto na Figura 14.

Figura 14 - Espectros de estimulação do BeO obtidos para diferentes temperaturas de leitura



Fonte: Adaptado de BULUR and GÖKSU., (1998).

Quando é utilizada a técnica OSL, a dose absorvida pode ser associada à intensidade OSL total (área abaixo da curva) ou inicial (tempos curtos de estímulo), dependendo da duração e intensidade do estímulo óptico (MALTHÉZ, 2015). O APÊNCICE B apresenta uma discussão sobre as características da técnica OSL.

Na forma cerâmica, o BeO apresenta grande robustez, fácil manuseio e boa condutividade térmica (McKEEVER et al., 1996), é insensível a umidade quando se encontra em formato de pastilhas, e têm baixo custo de produção devido à ampla utilização na indústria eletrônica e aeroespacial. No entanto, o BeO tem um alto desvanecimento ao ser estimulado com luz branca e deve, de preferencia, ser manuseado sob luz vermelha ou amarela (SOMMER et al., 2008).

O BeO é um elemento extremamente tóxico quando em se encontra em forma de pó, sua produção exige uma técnica extremamente rigorosa, portanto ele é produzido normalmente em laboratórios comerciais. O dosímetro de BeO em formato de pastilha mais vendido comercialmente é o ThermaloxTM, que existe em quatro opções: 995, CR, BW3250 e BW1000, da empresa norte americana Materion (MATERION, 2017).

CRASE e GAMAGE em 1975, identificaram o ThermaloxTM 995 como o de melhor aplicação para dosimetria TL (CRASE and GAMAGE., 1975). Algumas outras formas do material também foram produzidas e comercializadas (YAMASHITA et al., 1974; KORTOV et al., 1993). Algumas impurezas como Mg, Si, Ca, B e Al foram adicionadas ao BeO (BOTTER-JENSEN et al., 2003).

O BeO é equivalente ou tecido, independente da taxa de dose e da energia, têm uma alta estabilidade da resposta, se pode producir em pequenas dimensões e apresenta grande robustez,

entre outras características, o que fazem do BeO um dosímetro atraente para utilizá-lo em controles de qualidade em radioterapia, assim como auditorias postais/intercomparações.

2.5 Objeto simulador

Quando a dose absorvida deve ser medida em configurações geométricas simples, como nos controles de qualidade de rotina, são usados objeto simuladores homogêneos. Alguns desses objeto simuladores foram projetados para poder realizar medições de diferentes parâmetros simultaneamente ou sucessivamente, por isso são conhecidos como objeto simuladores multifuncionais (MPP, do inglês *Multi Purpose Phantom*) (BRIDIER et al., 2000). Estes objetos simuladores multifuncionais costumam ser feitos de um único material como água ou plástico equivalente à água. Os objetos simuladores sólidos de PMMA são mais leves e mais baratos de fabricar do que os objeto simuladores de água sólida. Eles geralmente têm formas geométricas simples, como cubos, esferas ou cilindros (LOW et al., 1998a; XING et al., 1999; PALIWAL et al., 2000; BALOG et al., 2006; PALLOTTA et al., 2007; McDONALD et al., 2011).

Nesta linha de trabalho, também se encontra o objeto simulador mais versátil da radioterapia que é o tanque de água. O mais comum é um tanque de acrílico com 50 x 50 x 50 cm³, com um dispositivo electromecânico montado no tanque que permite o movimento do dosímetro (câmara de ionização, diodo, etc.) em 3 dimensões. Este arranjo permite a obtenção de dose absoluta, de dose relativa em pontos no eixo central do feixe com a obtenção de curvas de porcentagem de dose profunda (PDD, do inglês *Percentage Depth Dose*) e de dose relativa em pontos fora do eixo central do feixe com a obtenção do perfil do feixe na profundidade desejada. Também existem tanques de dimensões menores, utilizados na dosimetria absoluta, suas dimensões mínimas devem ser 20 x 20 x 10 cm³ para uma energia de até 6 MV e 20 x 20 x 15 cm³ para energias maiores.

Por outro lado, quando se pretende medir a dose absorvida em condições próximas às de um tratamento real, são utilizados objeto simuladores antropomórficos que simulam o corpo humano ou algumas de suas partes. Eles incluem materiais de composição diferente que representam os diferentes tecidos, como músculo, osso ou pulmão ao incluir diferentes materiais para simular as densidades dos diferentes tecidos (HARRISON et al., 2011; MOLINEU et al., 2005; GILLIS et al., 2005; DUGGAN et al., 1999; CADMAN et al., 2002; FOLLOWILL et al., 2007). Com esse tipo de objeto simulador, a dose absorvida costuma ser obtida em um grande número de pontos ou distribuições de dose mais complexas em duas ou

três dimensões, próximas às de um tratamento real. Esses sistemas fornecem uma grande quantidade de informações, que às vezes podem ser difíceis de interpretar, dificultando a detecção de possíveis desvios, porém ao mesmo tempo essas medições são usadas para detectar erros que não são evidentes em medições com objetos simuladores homogêneos. O posicionamento deste tipo de objeto simulador é mais complicado e demorado do que um objeto simulador de forma geométrica simples.

2.6 Garantia e Controle de Qualidade em Radioterapia

O tratamento utilizando radioterapia é um processo complexo que envolve a compreensão dos princípios da física médica, radiobiologia, proteção e segurança contra radiações ionizantes, dosimetria, planejamento do tratamento, simulação e interação da radioterapia com outras modalidades de tratamento. Cada etapa do processo integrado de radioterapia precisa de controle da qualidade (QC, do inglês *Quality Control*) e garantia da qualidade (QA, do inglês *Quality Assurance*) a fim de evitar erros e aumentar a confiança que os pacientes receberão o tratamento prescrito corretamente (ISHIKURA, 2008).

A qualidade da radioterapia tem sido definida como a totalidade de recursos ou características de um serviço de radioterapia que afetam a sua capacidade de satisfazer a meta explícita ou implícita de efetiva atenção ao paciente. O paradigma de controle de qualidade em radioterapia define três áreas que constituem o processo global de controle da qualidade: controle da qualidade, auditoria do controle da qualidade, e melhoria contínua da qualidade (PALTA, 2008).

O objetivo principal do controle da qualidade é garantir a consistência dos principais itens dos equipamentos que possam ser avaliados do ponto de vista dosimétrico e mecânico. Um dos principais efeitos da implementação destes testes é permitir que as pessoas envolvidas no processo de tratamento de radioterapia (médico radioterapeuta, físico médico, dosimetrista e técnico de radioterapia) adquiram um nível de confiança no equipamento garantindo a reprodutibilidade de um ponto de vista técnico dos sistemas de imagem, cálculos em dosimetria e de irradiação do paciente (LISBONA et al., 2010).

Os controles de qualidade em IMRT representam uma série de desafios devido à complexidade dessa técnica e sua rápida implementação nos últimos anos, estão concentrados principalmente em três aspectos: comissionamento e teste do sistema de planejamento (TPS) e sistema de radiação de tratamento (linac), para garantir a integridade do planejamento inverso e do sistema de entrega de IMRT; a garantia da qualidade (QA) de rotina do linac assegurando

sua operação normal podendo ajustar aos protocolos de controle de qualidade diários, mensais e anuais e por último; as verificações dosimétricas do planejamento específicas por paciente antes de cada tratamento, garantindo um tratamento preciso e seguro dos paciente. É importante enfatizar que a IMRT é uma modalidade em rápida evolução e o programa de QA também deve evoluir para lidar com novos problemas que surgem.

O controle de qualidade (CQ) do planejamento antes do início do tratamento de cada paciente pode ser realizado em duas etapas: a verificação da dose absoluta pontual em um objeto simulador, avaliando a dose campo por campo ou o somatório destes e/ou a verificação das fluências planares individuais de cada campo modulado ou a soma deles, este trabalho esteve centrado na verificação da dose absoluta pontual em um objeto simulador, avaliando a dose no somatório dos campos.

Atualmente, tem-se disponível diversos protocolos, entre eles o do Grupo de Trabalho 119 da Associação Americana de Físicos em Medicina (TG-119/AAPM, do inglês, *Task Group of American Association of Physicists in Medicine*) (EZZELL et al., 2009), ele expandiu o Documento de Orientação de IMRT publicado por (EZZELL et al., 2003) onde o processo de comissionamento foi discutido em termos gerais, então o TG-119 enfocou o problema de quantificar o desempenho geral de um sistema IMRT e determinar os limites de confiança razoáveis para avaliar a adequação do comissionamento dosimétrico. Também se encontra o TG-120/AAPM (LOW et al., 2011), que descreve o uso e as limitações de dosímetros e acessórios para o controle de qualidade de IMRT e, mais recentemente, o TG-218/AAPM (MIFTEN et al., 2018), que fornece uma revisão abrangente para melhorar a compreensão dos processos de medida e análise, bem como recomendações. Assim, os dosímetros mais recomendados e utilizados são: os dosímetros pontuais (câmara de ionização ou diodos) e os bidimensionais (matrizes ou arranjos de câmaras de ionização, filmes dosimétricos, e os Sistemas Eletrônicos de Imagem Portal (EPIDs)).

O protocolo TG-119 será descrito a seguir, visto que foi o documento guia para a realização deste trabalho.

2.6.1 Protocolo TG-119 da AAPM

O protocolo proposto pelo Grupo de Trabalho 119 (TG-119) desenvolvido pela AAPM (EZZELL et al., 2009) visa avaliar através de uma metodologia bem definida, a precisão global dos tratamentos de IMRT de uma instituição, desde o planejamento até a administração da dose.

Dez instituições norte-americanas participaram desse projeto, planejaram e administraram os tratamentos usando os sistemas de planejamento e equipamentos locais e em seguida, avaliaram as doses resultantes usando as ferramentas de dosimetria disponíveis. Os testes constituem um conjunto de casos de diferentes níveis de complexidade que imitam situações de tratamentos clínicos comuns. Embora não sejam exaustivos, esses testes apresentam uma variedade de problemas de otimização que requerem padrões de modulação simples a complexos, testam a precisão do planejamento e do tratamento de IMRT de um sistema, sem especificar as contribuições das diferentes fontes de erro possíveis (diferenças entre medição e previsão de um tratamento prescrito): incerteza nas medições, limitações de precisão no cálculo de doses e limitações em sistemas de distribuição de dose.

Uma grande vantagem da realização desses testes propostos no TG-119 é a possibilidade de comparar os resultados obtidos com os resultados em outras clínicas de radioterapia, pois são medidas padronizadas que podem ser realizadas passo a passo. Desta forma, os resultados podem ser validados com resultados de diferentes centros ao redor do mundo, não só através das comparações feitas pela AAPM para a técnica IMRT no TG-119 (EZZELL et al., 2009), mas também para outras técnicas mais complexas como VMAT (MYNAMPATI et al., 2012), mesmo em novas modalidades, como técnicas sem filtro de aplanador (WEN et al., 2014).

Este estudo quantificou combinando dados dez instituições participantes, o grau de concordância que deve ser esperado usando o conceito de limite de confiança (CL, do inglês *Confidence Limit*) proposto por VENSELAAR et al., (2001) e redefinido por PALTA et al., (2003) para medidas pontuais de doses:

$$CL = | \text{desvio médio} | + 1.96 \sigma \quad (3)$$

onde, desvio médio é a média das diferenças entre os valores de dose medida e dose esperada para certo número de medidas realizadas nas mesmas condições, σ é o desvio padrão das diferenças e, 1,96 é o fator relacionado às diferenças randômicas. Nesta formulação que se baseia em estatísticas de distribuição normal, é de se esperar que 95 % dos pontos medidos estejam dentro do limite de confiança.

Se a diferença estiver dentro da região de $\pm 1.96\sigma$, então o resultado pode ser considerado aceitável. As instituições que realizam os testes propostos no TG-119 e obtêm resultados dentro destes limites de confiança pode ter maior confiança de que o desempenho do sistema é clinicamente aceitável.

A diferença relativa de dose (ΔD) envolvida no cálculo do limite de confiança é dada por:

$$\Delta D = \frac{D_{medida} - D_{planejada}}{D_{prescrita}} \quad (4)$$

onde, D_{medida} é a dose medida, $D_{planejada}$ é a dose planejada no ponto de medida e $D_{prescrita}$ é a dose prescrita por fração.

Outra vantagem de usar este conjunto de testes é que eles podem ser implementados simplesmente por meio de um objeto simulador de placas quadrado que permite a colocação de filmes radiocrômicos, câmaras de ionização e dosímetros OSL, TL, alanina etc. As estruturas alvo e estruturas em risco usadas para a prescrição podem, por sua vez, ser desenhadas pelo físico de acordo com uma série de instruções ou baixadas da página AAPM, na forma de imagens tomográficas (em formato DICOM), para posteriormente transferi-las para a tomografia do objeto simulador da instituição a ser usado para a realização dos testes. As estruturas também podem ser baixadas, o tratamento planejado no objeto simulador baixado e os planos de verificação feitos no objeto simulador da instituição, em um procedimento análogo à execução de QA de IMRT específico por paciente.

O protocolo inclui dois testes preliminares simples e cinco testes de IMRT de complexidade crescente. Cada teste de IMRT inclui estruturas alvo e estruturas em risco, com especificações sobre os objetivos de dose a serem logrados e o arranjo do feixe a ser usados. As medições a serem realizadas também estão estipuladas no documento. No caso de medições pontuais (para as quais é considerada a média da dose dentro do volume ativo da câmara de ionização ou dosímetro OSL) deve ser relatada em relação à dose prescrita devido à maior relevância clínica deste cálculo.

Conforme explicado anteriormente, a IMRT é uma técnica complexa que necessita de um cuidadoso comissionamento e controle de qualidade específico por paciente antes da administração do tratamento, além das auditorias de controle de qualidade que serão abordadas a seguir.

2.6.2 Auditorias externas

A necessidade de realizar auditorias externas em radioterapia foi detectado no início, quando os sistemas control de qualidade estavam começando a se desenvolver. Na década de 1970 foram realizados uma série de questionários e inspeções em centros de radioterapia e observou-se que um terço desses centros não tinham materiais dosimétricos apropriadas ou se estavam disponíveis, não estavam devidamente calibrados. Apenas uma pequena fração dos centros tinham acesso a laboratórios de dosimetria para realizar a calibração dos seus instrumentos (EISENLOHR and JAYARAMAN., 1977). Os resultados deste estudo levaram ao lançamento do primeiro sistema de auditoria em grande escala, patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica e a Organização Mundial da Saúde (AIEA/OMS).

Desde então, os sistemas de controle de qualidade têm melhorado notavelmente e protocolos dosimétrico são implementados em vários países. Mas hoje muitas deficiências continuam sendo detectadas, não só nos países em desenvolvimento, por exemplo, no caso da Grécia, onde se realizou uma série de auditorias externas entre 2002 e 2006, foram detectados alguns centros que não seguiram nenhum protocolo para a medida da dose ou cujos instrumentos não foram adequadamente calibrados (HOURDAKIS and BOZIARI., 2008). Além disso, há evidências de que em países desenvolvidos tiveram lugar incidentes e acidentes relacionados com a dose administrada, alguns com consequências graves (GLADSTONE et al., 2011).

Em resposta a tais incidentes e acidentes, a AAPM e ASTRO deram uma série de recomendações para melhorar a qualidade em radioterapia (HENDEE and HERMAN., 2011) entre as quais destaca-se a realização de auditorias externas de maneira periódica nos centros.

Uma auditoria de qualidade tem como objetivo a análise e avaliação sistemáticos de parte ou de todo o sistema de controle de qualidade, para determinar se as actividades e resultados deste cumprem os objectivos para os quais foi criado. Uma auditoria nunca pode substituir o sistema de controle de qualidade, mas a sua missão centra-se na identificação das necessidades do mesmo.

Sua principal característica é que se realiza externamente, ou seja, implementada por outras organizações ou instituições, em coordenação com o responsável do sistema de controle de qualidade, sem alterar o funcionamento do serviço. Devem também utilizar uma metodologia de medição e instrumentos diferentes daqueles utilizados no centro.

De acordo com os aspectos que se desejam ter em consideração, pode-se distinguir dois tipos de auditorias. As auditorias abrangentes que avaliam todo o processo, incluindo aspectos

como a organização, infra-estrutura e recursos humanos e materiais. Um guia sobre como realizar essas auditorias foi publicada pela IAEA em 2007 (IAEA, 2007). O outro tipo, são as auditorias parciais que se concentram apenas em alguns aspectos do controle de qualidade. As auditorias dosimétricas são um tipo de auditorias parcial, que são responsáveis pela avaliação dos dados dosimétricos utilizados para realizar os tratamentos. Dentro das auditorias dosimetria, serão abordadas auditorias postais, já que são de interesse neste trabalho.

2.6.3 Sistemas de auditoría postal

As auditorias postais são um tipo de auditorias dosimétricas em que são enviados por correio para os centros auditados dosímetros a ser irradiado em umas condições previamente estabelecidas. Após a irradiação, os dosímetros são devolvidos ao centro auditor para avaliar a dose absorvida.

Este tipo de sistema tem amplamente comprovado sua eficácia, uma vez que foi mostrado que esses centros que participam regularmente em auditorias postais, alcançam e mantem um nível aceitável na sua dosimetria (FERREIRA et al., 2000; IZEWSKA and ANDREO., 2000).

A maioria dos sistemas postais que foram colocados em funcionamento utilizam dosímetros termoluminescentes (FERREIRA et al., 2000; IZEWSKA and ANDREO., 2000; BJÄRNGARD et al., 1980; IZEWSKA et al., 2007; HARRISON et al., 2011). Também, se começou a generalizar o uso de dosímetros radiofotoluminescentes em auditorias postais (MIZUNO et al., 2008, AGUIRRE et al., 2009), outros detectores utilizados em tais sistemas são os filmes, alanina, e gel dosimétricos (MOLINEU et al., 2005; BABIC et al., 2008; BUDGELL et al., 2011; GILLIS et al., 2005).

Inicialmente, os sistemas postais realizavam medições da dose absorvida em condições próximas das de referência (FERREIRA et al., 2000; IZEWSKA and ANDREO., 2000; BJÄRNGARD et al., 1980). Seu objetivo era detectar erros nos fatores de calibração, na determinação de distâncias, nos procedimentos de cálculo ou a aplicação dos protocolos.

Posteriormente, nos sistemas postais se começou a medir a dose absorvida em condições de não referência, mais próximas a um tratamento real (HARRISON et al., 2011). Os dosímetros foram irradiados com campos de formas complexas ou em pontos afastados do eixo do campo. Além disso, quando começou a generalizar os tratamentos de IMRT foram lançados sistemas de intercomparação postal que avaliam a dose absorvida em um tratamento

de IMRT, usando objeto simuladores antropomórficos (MOLINEU et al., 2005; GILLIS et al., 2005).

Organizações internacionais e nacionais lançaram sistemas de auditoria postal. Mas existem três grandes redes, que têm oferecido a possibilidade de realização de auditorias postais a um grande número de centros. Internacionalmente, o sistema de intercomparação da IAEA/WHO realiza auditorias postais em todo o mundo, o sistema EQUAL (*ESTRO Quality Assurance Network*) opera na Europa, o sistema postal do *Radiological Physics Center* (RCP) nos Estados Unidos oferece este serviço na América do Norte. Nacionalmente, se encontra o sistema de auditoria postal do INCA/PQRT. A seguir descreve as principais características destes sistemas.

a. Sistema de auditoría postal da IAEA/WHO

Este sistema começou em 1965, devido ao estudo da IAEA, em que se destacou as deficiências de muitos centros relativos aos equipamentos de dosimetria e estado de calibração do mesmo (EISENLOHR and JAYARAMAN., 1977). Este sistema foi criado, a fim de melhorar a precisão e consistência da dosimetria clínica nos centros em todo o mundo.

Primeiro entrou em funcionamento um sistema de auditoria postal utilizando dosímetros de termoluminescentes para teleterapia com ^{60}Co (EISENLOHR and JAYARAMAN., 1977), depois expandiu-se para radioterapia de raio X (BJÄRNGARD et al., 1980). Estes programas realizavam controles dosimétricos em condições pertas a referência. No início participaram do programa os países desenvolvidos e em desenvolvimento, mas hoje está voltada principalmente para os países em desenvolvimento (IZEWSKA et al., 2003).

Posteriormente, o sistema expandiu o âmbito de aplicação, avaliando a dose absorvida em condições de não de referência (IZEWSKA et al., 2007). Atualmente, um dos objectivos do programa é verificar o bom funcionamento dos sistemas de planeamento, usando mais objeto simuladores complexos e outros detectores (GERSHKEVITSH et al., 2009).

b. Sistema de auditoría postal da EQUAL

Em 1996 surge a EQUAL (*ESTRO QUALity assurance network*). O sistema auditoria postal com dosímetros termoluminescentes começa a operar em 1998 (FERREIRA et al., 2000), estabelecendo acordos com a IAEA para desenvolver procedimentos e regras de aplicação comuns nas auditorias de qualidade.

EQUAL começa a realização de medições de dose em condições de referência, mais tarde executam verificações dosimétricas em pontos afastado do eixo, variando abertura do colimador e campos configurados com colimadores multifolhas.

Entre os objectivos do programa se encontram detectar erros na calibração dos feixes, nas distribuições de dose introduzidas nos sistemas de planeamento (TPS) e algoritmos de cálculo.

c. Sistema de auditoría postal do RCP

O Centro de Física Radiológica (*RCP*, do inglês *Radiological Physics Center*) foi fundado em 1968 para realizar medições da dose absorvida no contexto do controle de qualidade realizado pelo Instituto Nacional do Câncer (NCI) nos Estados Unidos.

Este centro estabeleceu seu sistema de intercomparação postal com dosímetros termoluminescentes para feixes de fótons e elétrons em 1977 e 1982, respectivamente. O seu principal objectivo foi o de verificar o estado de calibração de dispositivos de irradiação (KIRBY et al., 1986).

Mais tarde, em auditorias postais incluíram medidas da dose absorvida em objetos simulados antropomórficos, em condições próximas às de um tratamento de IMRT (MOLINEU et al., 2005; BABIC et al., 2008).

A principal novidade introduzida pelo RCP é a substituição de dosímetros termoluminescentes por dosímetros radiofotoluminiscentes ou OSLD (*Optical Stimulated Luminescent Dosimeters*) em 2010, após a realização de estudos anteriores (AGUIRRE et al., 2009).

O RCP também desenvolve outras atividades relacionadas à qualidade entre os quais temos, visitas de auditoria, comparação de dados dosimétrico dos centros com seus próprios padrões, avaliação de tratamentos reais para verificar a validade dos algoritmos de cálculo e a revisão dos sistemas de controle de qualidade dos centros.

d. Sistema de auditoría postal do INCA/PQRT

O Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA) tem um Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes que é responsável pelos Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) no Brasil, este foi criado em 1999.

Participam do programa todas as instituições brasileiras com serviços de radioterapia, preferencialmente as públicas e conveniadas ao Sistema Único de Saúde (SUS), em total ~260 Instituições/460 equipamentos (~70 Co-60, ~290 Linacs (~120 elétrons) e ~100 HDR

(braquiterapia de alta taxa de dose), bem como alguns serviços de radioterapia de outros países da América Latina e do Caribe.

Se realizam auditorias locais (*in loco*) pelos físicos do INCA em cada equipamento de radioterapia (Co-60, acelerador linear – fótons e elétrons – e braquiterapia de alta taxa de dose) de um serviço de radioterapia. Nela, os seguintes sistemas/itens são verificados: segurança, mecânica e elétrica, dosimetria gama de Co-60, dosimetria gama de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) (Ir-192), dosimetria de fótons em linacs (de 4 a 18 MV), dosimetria de elétrons em linacs (de 4 a 25 MeV), campos complexos com MLC, algoritmo de heterogeneidades, campos pequenos de radiocirurgia (MLC, mMLC ou Cone), dose em IMRT.

Se realizam auditorias postais onde monitoram a distância os principais parâmetros dos feixes utilizados nos tratamentos. Elas colaboram para a implantação da legislação nacional, que estabelece a realização de uma auditoria externa a cada dois anos (Resolução nº 130 da CNEN) (INCA., 2013).

3 MATERIAL E MÉTODOS

O objetivo deste trabalho é, de forma ampla desenvolver um sistema dosimétrico com base em dosímetros de BeO que possa medir a dose pontual ao implementar o protocolo TG-119 da AAPM adaptando sua aplicação à técnica de tratamento VMAT.

Para atingir este objetivo, foi desenhado um objeto simulador, que permite a realização de medições da dose absorvida nos diferentes pontos de dose e as diferentes configurações estipuladas pelo protocolo. Primeiro foi realizado um estudo preliminar do desempenho dos detectores de BeO e do objeto simulador.

Com base nos resultados foram aplicados os testes do protocolo TG-119 para a técnica VMAT.

3.1 Estudo preliminar. Desempenho dos dosímetros OSL de BeO

Os dosímetros utilizados neste trabalho foram as pastilhas cerâmicas de óxido de berílio Thermalox™ 995 da empresa norteamericana Materion Ceramic Inc, com diâmetro de 5,0 mm e espessura de 1,0 mm. Em primeiro lugar, antes de serem expostos a radiação, os cristais de BeO, foram submetidos a um tratamento térmico (*annealing*) com a finalidade de zerar o dosímetro. Para isso foi utilizado o forno PTW, modelo TLDO, fabricado pela PTW Freiburg. Os dosímetros de BeO foram submetidos a um ciclo térmico de 700 °C por 15 minutos.

Todas as leituras do sinal OSL dos dosímetros de BeO foram realizadas na leitora LumiDeteck 3000, com um tempo de aquisição de 80s. Esta leitora desenvolvida pelo Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN - DEN/UFPE), apresentado na Figura. 15 a). Possui um tubo fotomultiplicador THORN EMI ELECTRON TUBES, tipo 9924B30, série 277663 com um máximo de sensibilidade espectral de 280 - 680 nm e dez LEDs na faixa de luz azul (465 nm – 475 nm) de alto brilho HL-508H2790BC-U com filtros PG420 D60 PROTEON, estimulando a amostra por cima. As leituras OSL foram obtidas no modo OSL contínuo (CWOSL). Um filtro óptico PU11 equivalente ao filtro U340, com diâmetro de 30 mm e 5 mm de espessura com transmissão entre 270 nm e 380 nm foi utilizado para filtrar a luz da amostra da luz de estimulação. O dosímetro é colocado na bandeja com capacidade para 1 amostra, apresentado na Figura. 15 b), com o auxílio de uma pinça metálica e em seguida foi realizada a leitura do sinal OSL.

Figura 15 - Sistema de Leitura do sinal OSL. a) Leitora LumiDeteck 300. Série:201804 com a gaveta de inserção dos dosímetros, b) gaveta aberta com visualização da bandeja



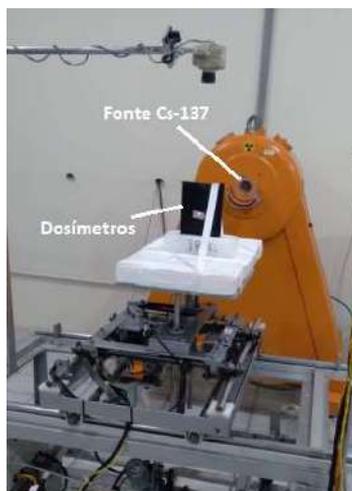
Fonte:A autora (2021)

Após a leitura do sinal OSL, os dosímetros foram submetidos a um tratamento óptico (*bleaching*) durante 120 min, com a finalidade de restaurar as condições iniciais do cristal antes de ser reutilizado, para isto foi desenvolvida no Laboratório de Metrologia das Radiações Ioinizante (LMRI - DEN/UFPE) uma caixa para tratamento óptico, a qual possui três fotodiodos emissores de luz (LED) azuis da marca Oroulux®, com uma faixa de comprimento de onda de (440 nm – 450 nm), 3 watts de potência.

3.1.1 Reprodutibilidade e Fator de sensibilidade individual

Para realizar o estudo de reprodutibilidade dos dosímetros de BeO, de acordo com o esquema proposto por Furetta (2003), foi realizado o seguinte procedimento com um lote de 32 dosímetros: (I) Tratamento óptico por 120 min, para zeramento do sinal OSL; (II) Irradiação dos dosímetros com 5 mGy de radiação gama de ^{137}Cs sob equilíbrio eletrônico (5 mm de acrílico), cuidadosamente envelopados com saco preto para impedir a passagem de luz, no irradiador gama OB-85 presente no Laboratório LMRI - (DEN/UFPE), conforme mostra a Figura 16; (III) leitura do sinal OSL, utilizando-se a leitora LumiDeteck 3000, selecionando os parâmetros de leitura para os dosímetros de BeO, previamente definidos na leitora. Esse ciclo foi repetido três vezes para cada dosímetro.

Figura 16 - Irradiador gama OB-85, com fonte de ^{137}Cs . Setup de irradiação dosímetros de BeO



Fonte: A autora (2021).

a. Reprodutibilidade individual do dosímetro

Para avaliação da reprodutibilidade individual de cada dosímetro, foi calculada a média $\bar{L}_{OSL_{Di,n}}$, o desvio padrão $s_{OSL_{Di,n}}$ e o coeficiente de variação $CV_{OSL_{Di,n}}$ para as n leituras ($n=3$) de cada dosímetro individual i . Para que os dosímetros sejam considerados reprodutíveis, foi adotado um critério de aceitação de até 5% para o coeficiente de variação (FURRETA et al., 2003).

Posteriormente foi calculada a média das médias (média do lote) das respostas OSL dos 32 dosímetros que constituem o lote ($\bar{L}_{OSL_{LOTE}}$):

$$\bar{L}_{OSL_{LOTE}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \bar{L}_{OSL_{i,n}} \quad (5)$$

onde N é o número de dosímetros que conformam o lote.

b. Influência do número de dosímetros

Este estudo foi realizado porque todos os valores das doses medidas seriam obtidos a partir do valor médio da leitura dos sinais dos três dosímetros irradiados ao mesmo tempo.

Para sua realização, foram tomados os resultados das leituras de três dosímetros obtidas no estudo de reprodutibilidade individual do dosímetro.

Para calcular a reprodutibilidade do valor médio dos sinais dos três dosímetros $u_c(\bar{L}_{3\text{BeO}})$ as leituras foram agrupadas por dosímetros, onde cada dosímetro tem três leituras, tendo assim

a média para cada dosímetro L_{Di} . Com estes dados foi realizado o cálculo utilizando o método de propagação de variâncias:

$$(u_{c(\bar{L}_{3BeO})})^2 = \sum_i \left(\frac{\partial \bar{L}_{3BeO}}{\partial L_{Di}} \right) (u_{L_{Di}})^2 \quad (6)$$

onde $u_{L_{Di}}$ é o desvio padrão da média relativo.

O intervalo de reprodutibilidade do valor médio dos três sinais dos dosímetros em função do intervalo de reprodutibilidade de um dosímetro individual é dado por:

$$u_{c(\bar{L}_{3BeO})} = \frac{1}{2} u_{L_{Di}} \quad (7)$$

c. Fator de sensibilidade individual do dosímetro

Em seguida, foi calculado o fator de sensibilidade individual de cada dosímetro F_{SDi} , dado pela resposta média do dosímetro em relação à resposta média de todos os dosímetros de um determinado lote de dosímetros OSL:

$$F_{SDi} = \frac{\bar{L}_{OSL_{LOTE}}}{\bar{L}_{OSL_{i,n}}} \quad (8)$$

Para avaliação da dispersão relativa de cada dosímetro individual em relação à média das três leituras realizadas, foi calculado o desvio padrão da média $u_{(\bar{L}_{OSL_{Di,n}})}(\%)$ (incerteza Tipo A relativa) para cada dosímetro:

$$u_{(\bar{L}_{OSL_{Di,n}})}(\%) = \frac{s(\bar{L}_{OSL_{i,n}})}{\bar{L}_{OSL_{i,n}}} \times 100 \quad (9)$$

$$s(\bar{L}_{OSL_{i,n}}) = \frac{s(L_{OSL_{i,n}})}{\sqrt{n}} \quad (10)$$

onde $s(\bar{L}_{OSL_{i,n}})$ é o desvio padrão da média das três leituras realizadas pelo dosímetro e $s(L_{OSL_{i,k}})$ é o desvio padrão das três leituras.

3.1.2 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da dose

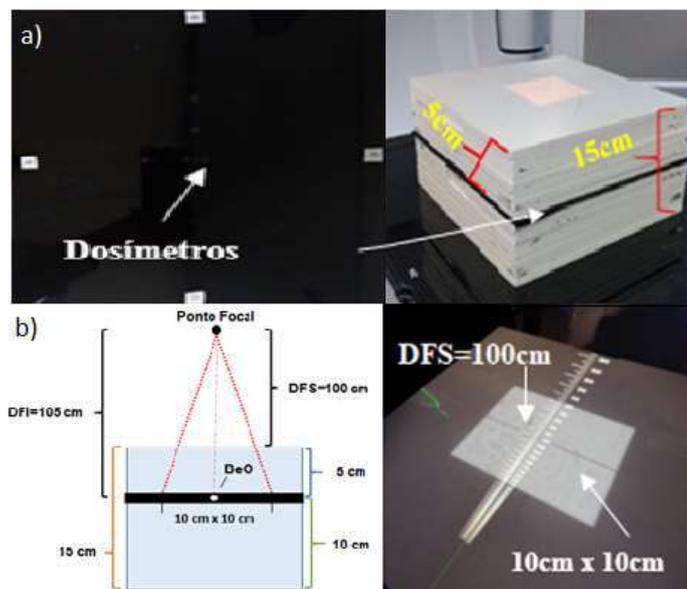
A curva dose-resposta é definida como a resposta OSL em função da dose absorvida do material irradiado. Um material ideal deveria apresentar uma relação linear da resposta OSL com a dose em um grande intervalo de dose; no entanto, a maioria dos materiais utilizados em dosimetria apresentam um comportamento não-linear. Estes casos acontecem à medida que se tem um aumento da dose, podendo ser supralinear e sublinear (McKEEVER et al., 1996; FURETTA and WENG, 1998; FURETTA, 2003).

O estudo da resposta OSL do dosímetro de BeO em função da dose absorvida foi realizado no acelerador linear modelo TrueBeam STx da Varian, instalado nas dependências do setor de Radioterapia do Real Hospital Português de Pernambuco (RHP), localizado na cidade do Recife. Três dosímetros foram posicionados em uma placa de acrílico de 30 cm x 30 cm e espessura de 5 mm. Esta placa foi posicionada no centro do feixe de radiação e a 5 cm de profundidade da superfície do objeto simulador de placas sólidas SP34 da Iba Dosimetry®, feito de poliestireno branco, tipo RW3 (composição: 98% poliestireno + 2% TiO₂) com densidade aproximada equivalente à água (1,045 g/cm³), com dimensões de 30 x 30 cm² e espessura variável, que se combinam para alcançar 15 cm de espessura, formando assim um objeto simulador de dimensões 30 x 30 x 15 cm³ (ver Figura 17 a).

O objeto simulador foi posicionado sobre a mesa do acelerador linear centrado com o campo de radiação. A distância foco-superfície do objeto simulador (DFS) foi fixada em 100 cm com o ângulo do gantry em 0°. Em seguida, os dosímetros foram irradiados com valores de doses absorvidas previamente calculadas de (50, 100, 150, 200 e 250 cGy), utilizando um campo de radiação de 10 cm x 10 cm (ver Figura 17 b) e para um feixe de fótons de 6 MV com uma taxa de dose de 600 UM/min, no TPS Eclipse v.15.6. da Varian.

As leituras dos dosímetros foram realizadas na leitora LumiDeteck 3000, selecionando os parâmetros de leitura para os dosímetros de BeO, previamente definidos na leitora. Um conjunto de 2 dosímetros foram utilizados como branco.

Figura 17 - Configuração de irradiação. Estudo da resposta OSL em função da dose



Fonte: A autora (2021)

A partir dos resultados das leituras OSL foi traçada a curva de calibração que corresponde à resposta do dosímetro em função da dose, para o feixe de radiação de 6 MV.

3.1.3 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da taxa de dose

A taxa de dose corresponde à variação da dose administrada com o tempo. É um dos parâmetros mais importantes a ter em consideração na hora de utilizar um detector com fins de controle de qualidade da técnica de tratamento VMAT, uma vez que o mesmo não pode apresentar dependência com este parâmetro. Nos aceleradores lineares a taxa de dose está em função da eletrônica associada o que permite aumentá-la ou diminuí-la, em função do tipo de tratamento e corresponderá a uma determinada quantidade de unidades de monitor por unidade de tempo, dependendo da calibração do acelerador linear.

Para verificar a possível dependência do dosímetro BeO com a variação da taxa de dose, foram irradiados cinco grupos de três dosímetros cada. Foi utilizada a mesma configuração de irradiação do estudo da resposta OSL do dosímetro de BeO em função da dose (Figura 17), mas nesta oportunidade os dosímetros foram irradiados com 200 cGy e cada grupo de dosímetros foi irradiado respectivamente com uma taxa de dose de 100, 200, 300, 500 e 600 UM/min.

A partir dos resultados das leituras foi traçado o gráfico de resposta OSL normalizado para a taxa de dose de 600 UM/min em função da taxa de dose, para o feixe de radiação de

6 MV, sendo esta taxa a escolhida para a normalização já que é a mais usada nos tratamentos com a técnica VMAT para o feixe de radiação de 6 MV.

3.1.4 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do ângulo de irradiação

A variação da resposta de um dosímetro com o ângulo incidente de radiação é conhecida como dependência angular do dosímetro. Os dosímetros comercialmente disponíveis geralmente apresentam dependência angular, devido aos detalhes de sua construção (forma, material, etc), tamanho físico e energia da radiação incidente.

Quando é utilizada a técnica de tratamento VMAT, uma de suas características é que o ângulo incidente vai variando conforme o tratamento é administrado, já que o gantry vai girando em torno do paciente. Por essa razão, quando um dosímetro vai ser utilizado para o controle de qualidade de essa técnica, deve-se estudar sua dependência angular.

Para o estudo da dependência angular o primeiro é obter a sensibilidade angular do dosímetro para um determinado ângulo de irradiação, mediante a resposta OSL do dosímetro em relação com uma determinada dose de radiação liberada por o ângulo em estudo X° .

$$\text{Sensibilidade angular} = \left(\frac{L_{D_i}}{D} \right)_{X^\circ} \quad (11)$$

onde, L_{D_i} é a leitura do dosímetro para um determinado ângulo, e D é a dose absorvida esperada no detector para esse ângulo de incidência, esta dose pode ser medida com uma câmara de ionização, ou como neste caso pode ser empregado o valor de dose reportado por o TPS.

Logo se pode calcular um fator angular do dosímetro para esse ângulo específico X° , sendo o inverso da sensibilidade angular,

$$F_{ang} = \frac{1}{\text{sensibilidade angular}} = \left(\frac{D}{L_{D_i}} \right)_{X^\circ} \quad (12)$$

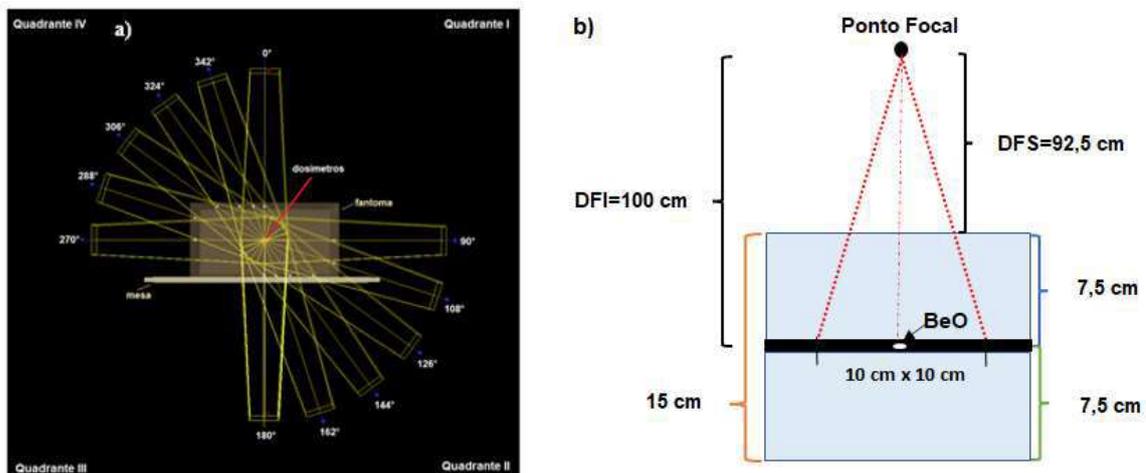
Por último para o cálculo do fator de correção devido à variação da resposta do detector com o ângulo de irradiação, se normaliza a resposta do detector para os diferentes ângulos com a resposta para 0° , então K_{ang} se calcula utilizamos a Equação 13,

$$K_{ang} = \frac{F_{ang_{X^\circ}}}{F_{ang_{0^\circ}}} = \frac{\left(\frac{D}{L_{Di}}\right)_{X^\circ}}{\left(\frac{D}{L_{Di}}\right)_{0^\circ}} \quad (13)$$

onde $F_{ang_{0^\circ}}$ é o fator angular obtido para a irradiação do detector com um ângulo igual a 0° e $F_{ang_{X^\circ}}$ é fator angular obtido com o ângulo testado X° .

Para investigar a dependência angular, os dosímetros foram irradiados com uma dose de 100 cGy utilizando o feixe de 6 MV, variando o ângulo do gantry. Para isto foram divididos os 360° de rotação do gantry em quatro quadrantes, quadrante I (0° a 90°), quadrante II (90° a 180°), quadrante III (180° a 270°) e quadrante IV (270° a 360° ou 0°), feito isto, se tomou a decisão de irradiar apenas dois quadrantes, um onde o feixe de radiação passa pela mesa de tratamento (quadrante II (90° a 180°)), e o outro livre de interferências (quadrante IV (270° a 360°)). As irradiações foram feitas cada 18° , como mostra a Figura 18 a), onde também se pode ver a distribuição e a ordem dos quadrantes. Para cada ângulo foram irradiados três dosímetros. A configuração de irradiação foi igual que a utilizada no estudo anterior, a diferença que aqui a DFS=92,5 cm e a placa com os dosímetros foi posicionada a uma profundidade de 7,5 cm, como mostra a Figura 18 b). Dizer que este estudo foi feito nesta configuração, com o objeto simulador com forma rectangular, já que não se contava com outro com forma cilíndrica, mais como todos os testes seriam realizados com esse objeto simulador, então, o estudo de dependência angular mostraria o que estivesse acontecendo com o dosímetro no momento das medidas.

Figura 18 - Configuração experimental para estudo de dependência angular. a) Diferentes ângulos incidentes e disposição dos quadrantes de irradiação, b) Configuração de irradiação, dosímetros BeO



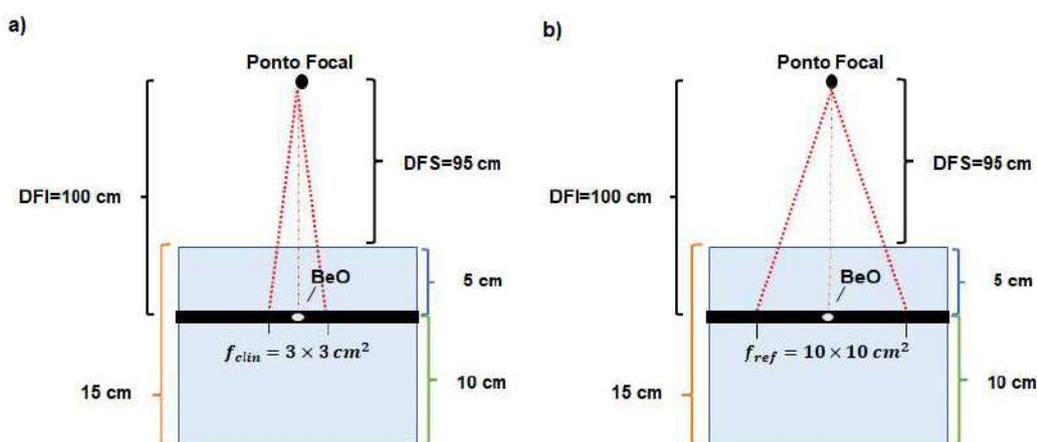
Fonte: A autora (2021).

A partir dos resultados das leituras foi traçado o gráfico que corresponde à resposta do dosímetro em função do ângulo de irradiação para o feixe de radiação de 6 MV, espelhando os resultados dos ângulos do quadrante II para o quadrante III, e os resultados do quadrante IV para o quadrante I, isto foi feito porque o dosímetro se encontra no centro do objeto simulador e o objeto simulador é homogêneo e simétrico.

3.1.5 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do tamanho de campo

O estudo foi realizado para o feixe de 6 MV. A configuração de irradiação se pode ver na Figura 19, onde a DFS=95 cm e os dosímetros foram colocados a uma profundidade de 5 cm, os ângulos do gantry e colimador foram fixados em 0° , a taxa de dose foi de 600 UM/min, com a irradiação de 100 UM fixas para todos os campos clínicos (f_{clin}), que foram variados, sendo, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, ver Figura 19 a) onde se mostra o campo clínico $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mostrado na Figura 19 b), sendo este último o campo de referência (f_{ref}), para o qual os valores obtidos sempre foram normalizados. Para o cálculo do fator output para cada tamanho de campo $\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ utilizou-se a Equação 2, descrita no item 2.4.2.

Figura 19 - Estudo da resposta OSL em função do tamanho de campo, a) Configuração de irradiação com campo clínico de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, b) Configuração de irradiação com campo de referência de $10 \times 10 \text{ cm}^2$



Fonte: A autora (2021)

A partir dos resultados das leituras foi traçado o gráfico que corresponde à resposta do dosímetro em função do tamanho de campo para o feixe de radiação de 6 MV, e foram comparados com os resultados obtidos por o diodo SFD da IBA, que é considerado um diodo

estereotáctico por suas pequenas dimensões, o tamanho do chip de $0,95 \times 0,95 \times 0,5 \text{ mm}^3$, um diâmetro ativo de 0,6 mm e uma espessura ativa de 0,04 mm.

3.1.6 Estudo da influência do acumulado de dose na resposta OSL do dosímetro de BeO

Foi investigado se o uso continuado dos dosímetros pode ser um fator de influência na reprodutibilidade do sinal OSL do dosímetro de BeO. Para este estudo foram registradas as doses acumuladas para cada dosímetro do lote, logo de passar pelo seguinte ciclo de trabalho: os dosímetros foram tratados térmicamente a 700°C por 15 min, esperar 2 horas, ler a primeira base após o tratamento térmico, considerada como a base zero, depois foram submetidos ao procedimento de irradiação, leitura após 24 horas da irradiação, zeramento óptico por 2 horas e leitura da base logo do zeramento.

A partir dos resultados das leituras foram traçados os gráficos das bases e da resposta do dosímetro BeO, para comparar e analisar a influência do acumulado de dose no dosímetro.

3.2 Descrição e montagem do objeto simulador

O objeto simulador, foi projetado levando em consideração a aplicação em auditoria postal com dosímetros OSL de BeO, obedecendo a condição de possuir uma configuração geométrica semelhante ao usados nos testes do protocolo TG-119. Para garantir a resolução espacial exigida por este tipo de testes, foram utilizados dosímetros OSL de BeO de $7,9 \text{ mm}^3$ de volume com dimensões de 5mm (diâmetro) e 1mm (espessura). O objeto simulador foi desenvolvido a fim de garantir o posicionamento dos dosímetros, evitando que sofram qualquer tipo de deslocamento, já que um pequeno desvio do ponto efetivo de medição pode resultar em grandes variações nos resultados devido aos grandes gradientes de dose gerados neste tipo de campo.

O Kit-OSL foi elaborado para uso em auditorias postais e intercomparações, portanto as seguintes especificações foram levadas em consideração:

- ❖ seu tamanho e peso devem permitir seu envio por correio;
- ❖ deve ser robusto e forte o suficiente para suportar um grande número de utilizações;
- ❖ sua montagem e posicionamento devem ser simples para evitar erros e não aumentar significativamente a carga de trabalho nos serviços correspondentes.

Com base nessas especificações, o primeiro passo foi decidir o material com que o objeto simulador deveria ser fabricado. O objeto simulador de água é equivalente a tecido e são leves para serem despachados pelo correio, mas exigem um sistema de posicionamento dos dosímetros que introduz uma perturbação que pode resultar em um aumento da incerteza.

Por este motivo, um objeto simulador sólido foi escolhido para garantir um alto grau de precisão no posicionamento dos dosímetros, já que são posicionados em cavidades.

O Acrílico ou polimetil-metacrilato (PMMA) preto foi o material usado para a fabricação do objeto simulador, sendo este um dos materiais recomendados pelo ICRU em seu Relatório 44 (ICRU, 1989) como um substituto para tecidos na dosimetria de radiação.

O PMMA é um material fácil de usinar, resistente ao desgaste e não risca facilmente. Não é muito denso ($\rho=1,19 \text{ g/cm}^3$), então o objeto simulador será leve o suficiente para ser enviado pelo correio. É mais barato do que materiais equivalentes à água e está disponível comercialmente.

O próximo passo foi decidir a forma do objeto simulador. Como se trata de medir a dose absorvida em uma configuração geométrica simples, o objeto simulador antropomórfico é descartado e foi escolhido um objeto simulador geométrico.

O sistema de auditoria postal foi concebido para realizar verificações dosimétricas por meio dos testes do protocolo TG-119. Para simplificar o sistema, foi escolhido um objeto simulador composto por placas, onde para medir a dose absorvida, o posicionamento foi realizado alinhando o centro da placa com o eixo do campo, utilizando marcações laterais.

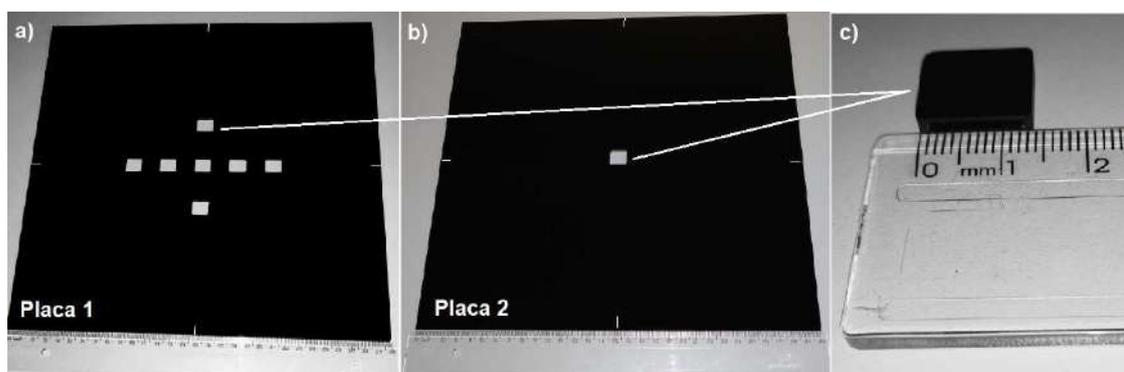
Como os testes do protocolo TG-119 possuem configurações geométricas variadas, diferentes pontos de medição e profundidades, o objeto simulador foi projetado para que os dosímetros fossem removidos facilmente após cada irradiação e substituídos por outro conjunto para o próximo disparo.

Por fim, foram utilizados três dosímetros para obter a dose absorvida em cada ponto, melhorando assim a estatística da medida. As posições das cavidades que os dosímetros ocupam foram levadas em consideração no processo de desenho do objeto simulador.

O objeto simulador é composto por duas placas quadradas de acrílico preto, medindo 30 cm x 30 cm e 0,7 cm de espessura (Figura 20), nelas são colocados os dosímetros OSL de BeO, denominada placa 1, contendo sete furos vazados (Figura 20 a) e placa 2 contendo um furo vazado (Figura 20 b). Além disso, nos furos são encaixados porta-dosímetros, com gavetas herméticas de 14 mm x 14 mm e espessura de 7 mm, com capacidade para colocar três dosímetros empilhados, um em cima do outro no centro da gaveta (Figura 20 c). Quando os furos da placa 1 não estão com porta-dosímetros, eles são preenchidos com blocos sólidos com

as mesmas dimensões (14 mm x 14 mm x 7 mm). Para mais informação ver APÊNDICE C. Estes porta-dosímetros foram impresos em uma impressora 3D Formlabs utilizando resina preta, com densidade relativa de 1,09 - 1,12 g/cm³, presente no Laboratório de Protecção Radiológica (LPR/DEN/UFPE).

Figura 20 - Partes do objeto simulador (Kit-OSL) que foi projetado para a auditoria postal



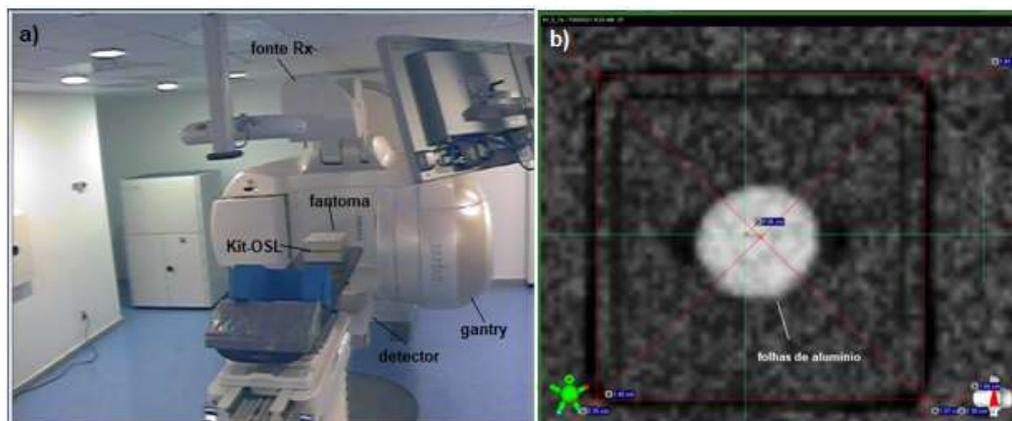
Fonte: A autora (2021)

3.3 Estudo preliminar. Desempenho do objeto simulador

3.3.1 Reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL

Este estudo foi realizado com o objetivo de quantificar os erros do posicionamento do Kit-OSL no momento de irradiação dos dosímetros. Para isto, foram inseridas no porta-dosímetro, no lugar de um dosímetro, folhas de alumínio de 0,1 mm de espessura, cortadas com diâmetro de 5 mm, empilhadas umas sobre as outras até completar a espessura 3,30 mm que é a espessura que ocupam os três dosímetros empilhados dentro do porta-dosímetro, com o objetivo de que pudesse ser visto na imagem plana de kV, tomada com o sistema tomográfico baseado em feixe cônico de fóton de quilovoltagem (kV-CBCT, do inglês *Cone-Beam Computed Tomography*) disponível no Linac, por ter melhor contraste, já que outra opção para realizar este teste seria usar o próprio feixe do Linac e o EPID, mas o contraste é degradado pelo feixe de MV. O Kit-OSL foi colocado na configuração de irradiação descrita no estudo da dependência angular no item 3.1.4, ver Figura 18b) e o gantry foi girado a 90°, situando assim a fonte de Rx a 0° e o detector a 180°, como mostra a Figura 21 a). Antes de utilizar o CBCT, foi verificada a coincidência do isocentro do CBCT com o isocentro do feixe do Linac. Os parâmetros de aquisição foram: 75 kV, 5 mAs, para uma anatomia de pelves de tamanho médio.

Figura 21 - Estudo de reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL, a) Configuração de irradiação, b) realização da medida



Fonte: A autora (2021)

Após colocado o Kit-OSL na posição, foi adquirida uma imagem de CBCT, e com um software no console do Linac, visualizou-se a imagem adquirida, e localizou-se o centro do porta-dosímetro, onde se encontram as lâminas de alumínio (substituto do dosímetro de BeO), e as medidas do deslocamento foram feitas, como demonstra na Figura 21 b). Este procedimento foi repetido 10 vezes.

Para avaliação do desvio relativo do posicionamento do porta-dosímetro em relação à média das dez medidas realizadas, foi calculado a média (\bar{M}_{pos_n}) o desvio padrão (s_{pos_n}), desvio padrão da média $u_{(pos)}$ (%) (incerteza Tipo A relativa) para cada dosímetro.

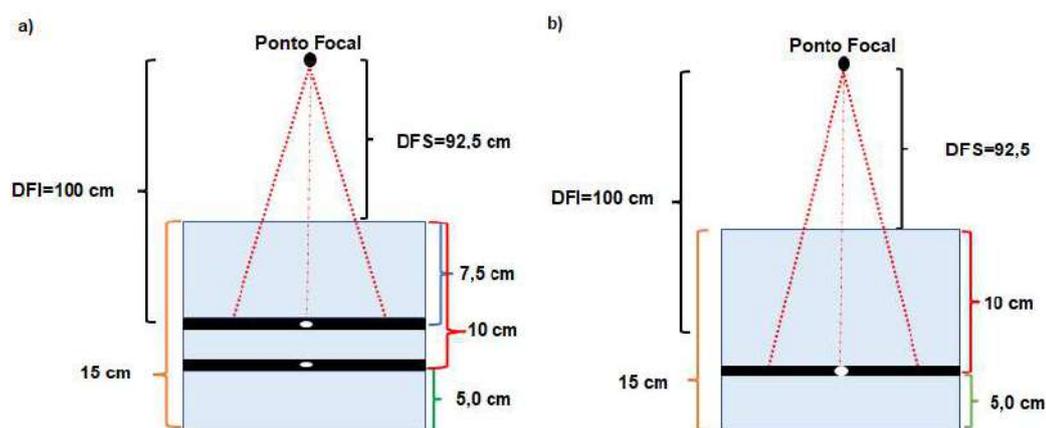
3.3.2 Estudo da influência do material do dosímetro e do Kit-OSL

Como nos casos testes propostos no protocolo TG-119 para o controle de qualidade da técnica VMAT, recomendam a medição da dose em duas profundidades no eixo do campo, e o Kit-OSL projetado neste trabalho tem a possibilidade de medir simultaneamente em duas profundidades, então é necessário quantificar a absorção que ocorre no dosímetro localizado a uma profundidade menor e seu efeito na medida da dose no dosímetro localizado a uma profundidade maior.

O estudo é realizado em duas etapas, conforme mostrado na Figura 22. Na primeira etapa, foram colocadas as placas 1 e 2, com um porta-dosímetro com três dosímetros de BeO, no eixo central do feixe, nas profundidades de 7,5 cm e 10 cm, conforme mostrado na Figura 22 a), e foi administrado o tratamento. Na segunda etapa, foi retirada a placa que se encontrava na profundidade de 7,5 cm e o tratamento foi administrado com a placa localizada

na profundidade de 10 cm, conforme mostrado na Figura 22 b). O caso teste que foi escolhido para fazer este estudo foi o I2: Próstata, com uma dose prescrita de 180 cGy no isocentro (7,5 cm de profundidade).

Figura 22 - Configuração de irradiação estudo da influência do material do dosímetro e do Kit-OSL, a) irradiação com as placas em dois profundidades (7,5 e 10 cm), b) irradiação com placa única a uma profundidade de 10 cm



Fonte: A autora (2021)

Comparando as doses na profundidade de 10 cm em ambas as configurações, é possível deduzir a perturbação introduzida pelo dosímetro localizado a 7,5 cm na medição da dose a 10 cm.

3.4 Aplicação do protocolo TG-119 para VMAT

O protocolo TG-119 é um documento guia criado pela AAPM que inclui um conjunto de casos testes e apresenta valores de referência para limites de confiança a serem esperados no comissionamento apenas para a técnica de IMRT. Porém, com o aumento da utilização de VMAT, este documento está sendo aplicado também para planejamentos com essa técnica, como destaca MYNAMPATI et al. (2012).

O TG-119 inclui dois testes preliminares simples que são projetados para ajudar a avaliar a precisão dos sistemas de planejamento e dosimetria antes de introduzir as incertezas de IMRT e cinco testes de IMRT de complexidade crescente.

As estruturas alvo e estruturas em risco (OARs) usadas para a prescrição foram baixadas da página AAPM, na forma de imagens tomográficas (em formato DICOM), e posteriormente transferidas para a tomografia de um objeto simulador da instituição. Para isso foi utilizado um objeto simulador de placas sólidas SP34 da Iba Dosimetry®, que apresentam uma área de 30 x

30 cm² e espessuras de 1 mm, 2 mm, 5 mm ou 10 mm, que se combinam para alcançar 15 cm de espessura, formando assim um objeto simulador de dimensões 30 x 30 x 15 cm³. Vale ressaltar que este objeto simulador atende as recomendações do protocolo TG-119, no qual sugere-se a realização de medições, utilizando objeto simuladores, preservando todos os parâmetros apresentados no planejamento (EZZEL et al., 2009). Logo foi realizada uma tomografia do objeto simulador no tomógrafo SOMATOM Definition AS, da SIEMENS, com uma espessura de corte de 1 mm para melhor definição do volume dos dosímetros. As imagens foram transferidas ao TPS Eclipse v.15.6. da Varian Medical Systems, onde foram planejados os casos e administrados no acelerador linear modelo TrueBeam STx da Varian, instalado no Real Hospital Português de Pernambuco (RHP). Para a realização das medidas o objeto simulador foi posicionado sobre a mesa do acelerador linear com o seu centro alinhado ao campo de radiação. Em seguida, os dosímetros foram irradiados com a dose previamente calculada.

As medidas de dose absolutas foram realizadas utilizando dosímetros de OSL de BeO e a câmara de ionização Pinpoint CC01 da IBA, que apresenta um volume sensível de 0,01cm³ com um comprimento da cavidade de 3,6 mm e um raio de 1 mm, um eletrodo central de aço e paredes de C552, uma espessura da parede de 0,088 g/cm². Vale ressaltar que esta câmara atende as recomendações do protocolo TG-119, no qual sugere-se a realização de medições utilizando câmaras de ionização com volumes sensíveis inferiores a 0,6 cm³, como as semiflex (0,125 cm³) ou as câmaras de ionização Pinpoint (0,016 cm³), pois câmaras de ionização com volumes maiores são mais susceptíveis a variações da distribuição de dose no volume analisado (EZZEL et al., 2009).

Para medidas com a câmara, esta foi inserida numa placa do objeto simulador SP34 de 2 cm de espessura, com encaixe para câmara de ionização na região central e foi conectada ao eletrômetro Dose 1 (Scanditronix). Para o cálculo da dose absorvida, foi seguido o protocolo TRS-398 (ANDREO et al., 2000), que estabelece que a dose absorvida em água é dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (14)$$

onde o fator k_{Q,Q_0} corrige os efeitos da diferença entre a qualidade de referência do feixe Q_0 e a qualidade real do usuário Q , N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração do dosímetro, em termos de dose absorvida na água, obtido por um laboratório de calibração, e a leitura do dosímetro M_Q foi corrigida em relação aos valores de referência das demais grandezas de influência, diferente

daquela relacionada à qualidade do feixe, para a qual o fator de calibração é válido. O fator de correção da qualidade do feixe k_{Q,Q_0} é definido como o quociente entre os fatores de calibração, nas qualidades Q e Q_0 , em termos de dose absorvida de água da câmara de ionização.

As leituras obtidas foram corrigidas para as condições atmosféricas (temperatura e pressão). O fator de correção utilizado para corrigir essas condições é o k_{TP} dado por:

$$k_{TP} = \frac{(T+273.15)P_0}{(T_0+273.15)P} \quad (15)$$

onde T é a temperatura em °C e P a pressão em kPa do ar na cavidade da câmara de ionização no momento das medições, e T_0 e P_0 são as condições de referência para temperatura e pressão para as quais o coeficiente de calibração da câmara de ionização é válido, ou seja, 20 °C e 101,325 kPa, respectivamente.

A leitura também foi corrigida pelo o fator de correção para polaridade que em um determinado feixe de radiação é dado por:

$$k_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M} \quad (16)$$

onde M_+ e M_- são as leituras do eletrômetro obtidas nas polaridades positiva e negativa, respectivamente e M é a leitura do eletrômetro feita na polaridade usada rotineiramente (seja positiva ou negativa) e é a mesma usada durante a calibração da câmara de ionização.

Ao mesmo tempo, a coleta incompleta das cargas produzidas no ar da cavidade de uma câmara de ionização devido à recombinação de íons requer o uso de um fator de correção k_s .

Para feixes pulsados, o fator de correção de recombinação iônica k_s é obtido usando o método das duas tensões (BOAG and CURRANT., 1980). Este método assume uma dependência linear de I/M com I/V e usa os valores medidos das cargas coletadas M_1 e M_2 nas tensões de polarização V_1 e V_2 , respectivamente, medido usando as mesmas condições de irradiação. V_1 é a tensão normal de operação e V_2 uma tensão menor; a relação V_1/V_2 é idealmente igual ou maior que 3. O fator de correção de recombinação iônica k_s na tensão normal de operação V_1 é obtido a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (17)$$

onde as constantes a_i para radiação pulsada e vários V_1/V_2 são dadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Coeficientes de ajuste quadrático, para o cálculo de ks pela técnica de 'duas voltagens' em radiação pulsada, como função da relação de tensão V_1/V_2

V_1/V_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.875	0.677
3.5	1.08	-0.542	0.463
4.0	1.022	-0.363	0.341
5.0	0.975	-0.188	0.214

Fonte: WEINHOUS and MELI, (1984).

Para medir com os dosímetros de BeO eles foram inicialmente colocados dentro dos porta-dosímetros em uma sala escura, evitando a incidência de luz neles. Foram transportados para o hospital em um saco opaco e no momento da realização das medições os porta-dosímetros foram trocados dentro da sala do linac, com a luz da sala desligada. Para a realização dos casos testes do TG-119, as placas do Kit-OSL foram posicionadas dentro do objeto simulador SP34, de acordo com as profundidades dos pontos de medição especificadas em cada teste.

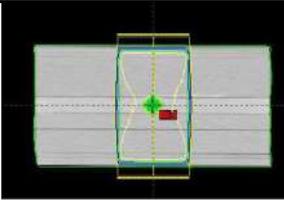
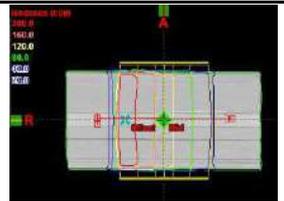
As leituras dos dosímetros de BeO foram realizadas na leitora LumiDeteck 3000, selecionando os parâmetros de leitura para os dosímetros de BeO, previamente definidos na leitora.

3.4.1 Testes preliminares

Teste P1: AP:PA (ântero/posterior)

O teste P1: AP:PA foi planejado de acordo com o protocolo TG-119 (ver Tabela 3), a dose foi prescrita no ponto isocentro colocado na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade), para uma energia do feixe de fótons de 6 MV, tasa de dose de 600 UM/min e uma distância foco-superfície (DFS=92,5 cm).

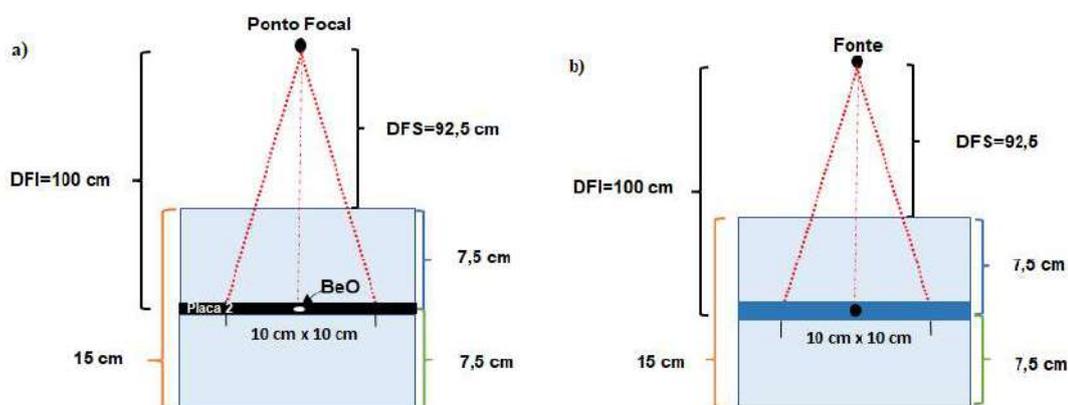
Tabela 3 - Informação do protocolo TG-119. Testes preliminares

Testes	Imagens	Campos	Dose [cGy]	Pontos de medidas
P1: AP:PA		2 paralelos opostos (10 cm x 10 cm)	200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade)
P2: Bandas		10 paralelos opostos (3 cm largura x 6, 9, 12 e 15 cm comprimento)	215	5 pontos na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade)

Fonte: A autora (2021)

As medidas com dosímetros de BeO foram realizadas colocando um porta-dosímetros na placa 2 do Kit-OSL (Figura 23 a) e para realizar as medidas com a câmara de ionização CC01, foi posicionada em uma placa com encaixe (Figura 23 b), para ambos casos foram colocadas em cima placas de água sólida até completar 7,5 cm de profundidade.

Figura 23 - Configuração de irradiação. Teste P1: AP:PA a) utilizando dosímetros de BeO, b) utilizando a câmara de ionização CC01



Fonte: A autora (2021)

A dose absorvida obtida como resultado de este teste, foi utilizada para normalizar todas as leituras de doses obtidas pelos outros casos testes mediante a relação de doses calculada/doses medida no caso teste preliminar P1: AP:PA. Portanto, todas as leituras estão relacionadas à dose planejada pelo TPS para os campos quadrados de 10 x 10 cm². Neste método, todas as medições dependem de um bom cálculo do TPS da dose em profundidade para campos quadrados. Então a relação de normalização é a seguinte:

$$D_{BeO \text{ ou } CI} = L_{BeO \text{ ou } CI} \times \frac{D_{TPS_AP:PA}}{L_{BeO \text{ ou } CI_AP:PA}} \quad (18)$$

onde,

$L_{BeO \text{ ou } CI}$ é a leitura obtida com os dosímetros de BeO ou a câmara de ionização CC01 da IBA, quando irradiados com os diferentes casos testes propostos pelo protocolo TG-119.

$D_{TPS_AP:PA}$ é a dose planejada para o caso teste P1: AP:PA, neste caso 200 cGy.

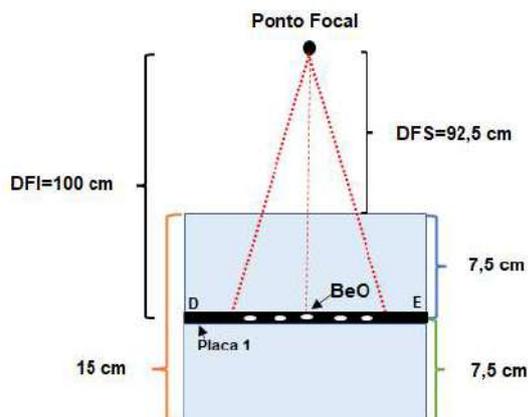
$L_{BeO \text{ ou } CI_AP:PA}$ é a leitura obtida com os dosímetros de BeO ou a câmara de ionização CC01 da IBA, quando irradiados com o caso teste P1:AP:PA.

Teste P2: Bandas

O teste P2: Bandas foi planejado conforme estipulado no protocolo TG-119 (ver Tabela 3), consiste em irradiar com uma série de campos paralelos opostos consecutivos AP:PA, criando um grupo de cinco bandas de 15 cm de comprimento e 3 cm de largura, que recebem uma dose de 40 – 215 cGy, administrando 25 UM para cada banda. No planejamento foram criados cinco pontos no centro de cada banda, denominados: 2da direita, 1ra direita, Isocentro, 1ra esquerda, 2da esquerda, na linha média do objeto simulador a 7,5 cm de profundidade.

As medidas com dosímetros de BeO foram realizadas colocando cinco porta-dosímetros na placa 1 do Kit-OSL com os furos dos 5 porta-dosímetros alinhados de direita a esquerda e os dois furos restantes foram preenchidos com blocos sólidos. O isocentro do objeto simulador coincide com o centro do porta-dosímetro central, ver Figura 24. Para realizar as medidas com a CI-CC01 foi posicionada em uma placa com encaixe para câmaras de ionização (Figura 18 b), sendo movimentada lateralmente a mesa do linac para fazer coincidir o ponto de medida com o centro da CI-CC01. Para ambos casos, placas sólidas do fantoma SP34 foram colocadas no topo da placa contendo o dosímetro até a profundidade de 7,5 cm ser completada.

Figura 24 - Configuração de irradiação. Teste P2: Bandas utilizando dosímetros de BeO

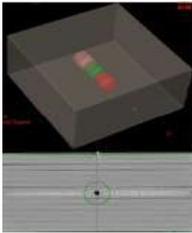
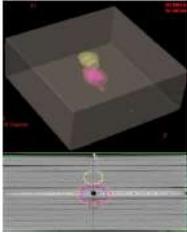
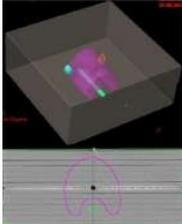
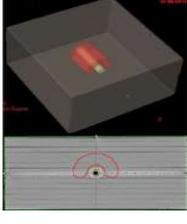


Fonte: A autora (2021)

3.4.2 Testes de controle de qualidade VMAT

Conforme definido no TG119, foram baixadas as imagens DICOM-RT e as estruturas disponibilizadas pelo website da AAPM <http://www.aapm.org/pubs/TG-119/default.asp>. As imagens foram carregadas no sistema de planejamento Eclipse v.15.6, da Varian com algoritmo de cálculo (AAA, do inglês *Analytical Anisotropic Algorithm*) utilizado no Real Hospital Português de Pernambuco (RHP). Nele foram planejados todos os casos teste, segundo o protocolo TG-119, descritos na Tabela 4, onde podemos encontrar o tipo de teste, as imagens das estruturas, a doses de prescrição, os pontos de medidas e sua localização. Durante o planejamento foi utilizado um tamanho de grade de cálculo de dose de 2,5 mm, as correções por heterogeneidade foram aplicadas e todos os casos foram normalizados para uma linha de isodose que garantiu a cobertura do volume para atender aos requisitos do TG-119. A restrição do volume de dose e a prescrição de dose para todos os casos seguiram as restrições descritas no TG-119.

Tabela 4 - Informação do protocolo TG-119, Testes de controle de qualidade VMAT

Testes	Estruturas	Dose [cGy]	Pontos de medidas
I1: Multialvos		200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade)
I2: Próstata		180	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade) e 2,5 cm posterior (reto)
I3: Cabeça e Pescoço		200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade) e 4,0 cm posterior (medula)
I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard)		200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade) e 2,5 cm anterior (centro PTV)

Fonte: A autora (2021)

Teste I1: Mutialvos

O conjunto de estruturas do teste I1:Multialvos consiste em três estruturas cilíndricas de 4 cm de diâmetro e 4 cm de comprimento empilhadas ao longo do eixo coronal, ver imagem na segunda linha da Tabela 4.

O caso teste foi planejado tendo em consideração as restrições de doses que se apresentam na Tabela 5 utilizando um arco completo de 179,9° a 180,1°, com a dose prescrita no ponto isocentro colocado no centro do alvo central. Outros dois pontos foram criados, denominados: inferior e superior, localizados no centro de cada alvo, na linha média do objeto simulador a 7,5 cm de profundidade.

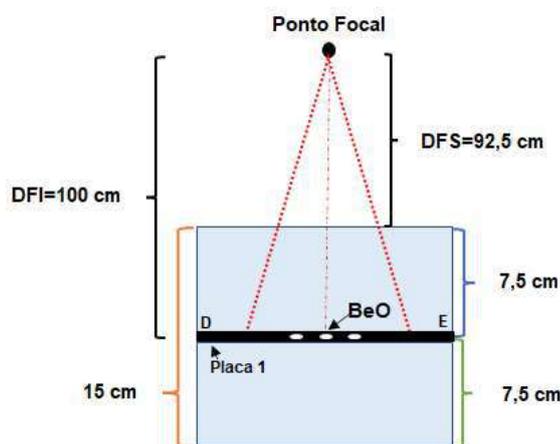
Tabela 5 - Objetivos de dose teste I1: Multialvo

Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
Alvo central	99% do volume deve receber pelo menos 5.000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 5300 cGy
Alco superior	99% do volume deve receber pelo menos 2500 cGy	10% do volume não deve receber mais de 3500 cGy
Alvo inferior	99% do volume deve receber pelo menos 1250 cGy	10% do volume não deve receber mais de 2500 cGy

Fonte: Adaptado de: (EZZELL et al., 2009)

As medidas com dosímetros de BeO foram realizadas colocando três porta-dosímetros na placa 1 do Kit-OSL alinhados de direita a esquerda, fazendo com que o isocentro do objeto simulador coincida com o centro do porta-dosímetro central, colocando em cima placas de água sólida até completar 7,5 cm de profundidade. Os quatro furos restantes foram preenchidos com blocos sólidos, logo foi administrada a radiação. A configuração de irradiação é mostrada na Figura 25.

Figura 25 - Configuração de irradiação. Teste I1: Multialvos utilizando dosímetros de BeO



Fonte: A autora (2021)

As medidas com a câmara de ionização CC01 foram realizadas colocando a câmara sob uma placa com encaixe, em cima placas de água sólida, até completar 7,5 cm de profundidade, fazendo com que o isocentro do objeto simulador coincida com o centro da CI-CC01. Para medir nos 2 pontos restantes, foi movimentada lateralmente a mesa do linac para fazer coincidir o ponto de medida com o centro da CI-CC01, sendo administrada a radiação logo de cada posicionamento. A configuração de irradiação é mostrada na Figura 18 b).

Teste I2: Próstata

O conjunto de estruturas do teste I2:Próstata consiste em um GTV da próstata, PTV da próstata, reto e bexiga. Um terço do reto está sobreposto ao PTV da próstata, ver imagem na terceira linha da Tabela 4.

O caso teste foi planejado tendo em consideração as restrições de doses que se apresentam na Tabela 6, utilizando um arco completo de 179,9° a 180,1°, com a dose prescrita no ponto isocentro colocado no PTV da próstata, localizado na linha média do objeto simulador a 7,5 cm de profundidade, outro ponto foi criado denominado: 2,5 cm posterior, ubicado no centro do reto.

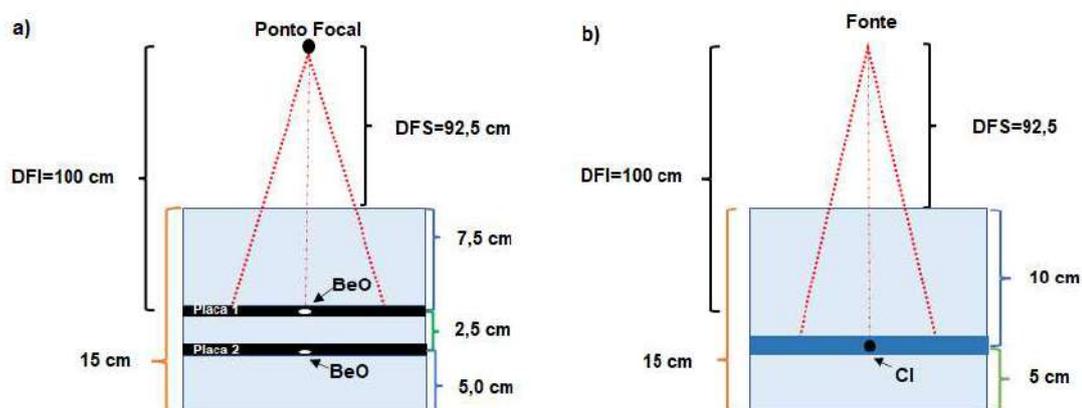
Tabela 6 - Objetivos de dose teste I2: Próstata

Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
Próstata (PTV)	95% do volume deve receber pelo menos 7560 cGy	5% do volume não deve receber mais de 8300 cGy
Reto	30% do volume não deve receber mais de 7000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 7500 cGy
Bexiga	30% do volume não deve receber mais de 7000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 7500 cGy

Fonte: Adaptado de: (EZZELL et al., 2009)

As medidas com dosímetros de BeO foram realizadas colocando um porta-dosímetros no furo central da placa 1 do Kit-OSL, fazendo com que o isocentro do objeto simulador coincida com o centro do porta-dosímetro, colocando em cima placas de água sólida até completar 7,5 cm de profundidade, para medir o ponto isocentro no centro do PTV da próstata e os seis furos restantes foram preenchidos com blocos sólidos; para medir o ponto no centro do reto foi colocado um porta-dosímetros no furo da placa 2 do Kit-OSL, a 10 cm de profundidade, logo foi realizada uma única irradiação, medindo assim os dois pontos de dose. A configuração de irradiação é mostrada na Figura 26 a).

Figura 26 - Configuração de irradiação. Teste I2: Próstata, a) utilizando dosímetros de BeO, ponto de medida isocentro (PTV), e ponto de medida 2,5 cm posterior do isocentro (reto), b) utilizando câmara de ionização CC01, ponto de medida 2,5 cm posterior do isocentro (reto)



Fonte: A autora (2021)

Para realizar as medidas com a câmara de ionização CC01, foi posicionada no orifício para CI de uma placa, colocando em cima placas de água sólida até completar 7,5 cm de profundidade, para irradiar o ponto isocentro localizado no centro do PTV da próstata (mostrado na Figura 18 b), depois foi tomada a placa encaixe com a CI, colocando em cima placas de água sólida até completar 10 cm de profundidade, onde se encontra o ponto de medida do reto, Figura 26 b), realizando outra irradiação.

Teste I3: Cabeça e Pescoço

O conjunto de estruturas do teste I3: Cabeça e Pescoço consistem de um PTV, e como (OARs) as parótidas direita/esquerda e a medula espinhal. Há um intervalo de 1,5 cm entre a medula espinhal e o PTV, ver imagem na quarta linha da Tabela 4.

O caso teste foi planejado tendo em consideração as restrições de doses que se apresentam na Tabela 7, utilizando um arco completo de 179,9° a 180,1°, com a dose prescrita no ponto isocentro ubicado no centro do PTV, localizado na linha média do objeto simulador a 7,5 cm de profundidade, outro ponto foi criado denominado: 4,0 cm posterior ao isocentro, no centro da medula.

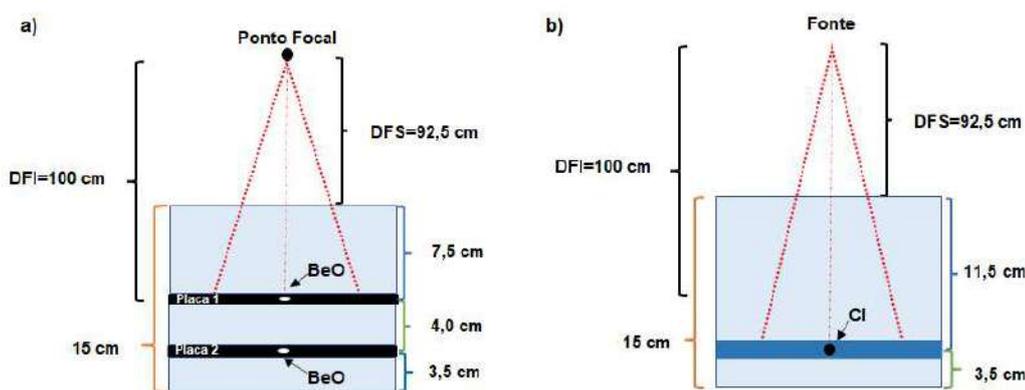
Tabela 7 - Objetivos de dose teste I3: Cabeça e Pescoço

Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
Cabeça e Pescoço (PTV)	90% do volume deve receber pelo menos 5000 cGy	99% do volume deve receber pelo menos 4650 cGy
	Não mais que 20% do volume deve receber mais de 5500 cGy	
Medula	Nenhuma parte do volume deve receber mais de 4000 cGy	
Parótidas	50% do volume deve receber menos de 2.000 cGy	

Fonte: Adaptado de: (EZZELL et al., 2009)

As medidas com dosímetros de BeO foram realizadas colocando um porta-dosímetros no orifício central da placa 1 do Kit-OSL, fazendo com que o isocentro do objeto simulador coincida com o centro do porta-dosímetro, acima do qual foram colocadas placas de água sólida até completar 7,5 cm de profundidade, para medir o ponto isocentro no centro do PTV e os seis furos restantes foram preenchidos com blocos sólidos, para medir o ponto ubicado no centro da medula foi colocado um porta-dosímetros no furo da placa 2 do Kit-OSL, colocando em cima placas de água sólida até completar 11,5 cm de profundidade, medindo assim os dois pontos de dose. A configuração de irradiação é mostrada na Figura 27 a).

Figura 27 - Configuração de irradiação. Teste I3: Cabeça e Pescoço, a) utilizando dosímetros de BeO, ponto de medida isocentro (PTV), e ponto de medida 4,0 cm posterior do isocentro (medula), b) utilizando câmara de ionização CC01, ponto de medida 4,0 cm posterior do isocentro (medula)



Fonte: A autora (2021)

As medições com a câmara de ionização CC01, foram feitas posicionado-a em uma placa com encaixe, sob a qual foram colocadas placas de água sólida até completar 7,5 cm de profundidade correspondente ao ponto de medida do isocentro (Figura 18 b). Foi realizada uma irradiação na profundidade de 11,5 cm, correspondente ao ponto de medida da medula (Figura 27 b).

Teste I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard)

O conjunto de estruturas dos testes I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard) consiste em um PTV em forma em C com raio interno de 1,5 cm e raio externo de 3,7 cm. A medula é uma estrutura cilíndrica de raio de 1 cm com uma gap de 0,5 cm entre o PTV em forma de C e a medula, ver imagem na quinta linha da Tabela 4.

Os casos testes foram planejados tendo em consideração as restrições de doses que se apresentam na Tabela 8, onde se pode observar que a diferença entre as restrições do PTV em ambos casos é a restrição de doses para a medula; foram utilizados dois arcos completos, arco 1 de 179,9° a 180,1° e arco 2 de 180,1° a 179,9°, com a dose prescrita no ponto denominado: 2,5 cm anterior, no centro do PTV, também foi criado o ponto denominado: isocentro no centro da medula, localizado na linha média do objeto simulador a 7,5 cm de profundidade.

Tabela 8 - Objetivos de dose teste I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard)

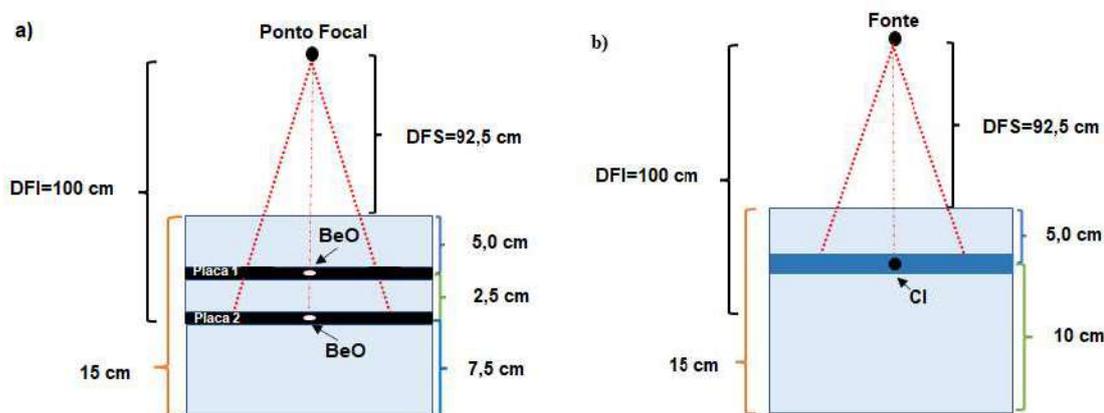
Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
C-Shape (PTV)	95% do volume recebe pelo menos 5000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 5500 cGy
Medula (C-Shape_Easy)	5% do volume não deve receber mais de 2500 cGy	
Medula (C-Shape_Hard)	5% do volume não deve receber mais de 1000 cGy	

Fonte: Adaptado de: (EZZELL et al., 2009)

Para as medidas de ambos testes I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard), foi utilizada a mesma configuração de irradiação, tanto para os dosímetros BeO como para a câmara de ionização CC01.

As medidas com dosímetros de BeO foram realizadas colocando um porta-dosímetros no furo central da placa 1 do Kit-OSL, colocando em cima placas de água sólida até completar 5,0 cm de profundidade, para medir o ponto no centro do PTV e os seis furos restantes foram preenchidos com blocos sólidos, para medir o ponto no centro da medula foi colocando um porta-dosímetros no furo da placa 2 do Kit-OSL, colocando em cima placas de água sólida até completar 7,5 cm de profundidade (Figura 28 a), foi realizada uma única irradiação, medindo assim os dois pontos de dose.

Figura 28 - Configuração de irradiação. Teste I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard), a) utilizando dosímetros de BeO, ponto de medida isocentro (medula), e ponto de medida 2,5 cm anterior do isocentro (PTV), b) utilizando câmara de ionização CC01, ponto de medida 2,5 cm anterior (PTV)



Fonte: A autora (2021)

Para realizar as medidas com a câmara de ionização CC01, esta foi posicionada em uma placa com encaixe, colocando em cima placas de água sólida até completar 5 cm de profundidade, para irradiar o ponto no centro do PTV do C-Shape (ver Figura 28 b). Em cima foram colocadas placas de água sólida na profundidade de 7,5 cm, correspondente ao ponto de medida isocentro no centro da medula (ver Figura 18 b).

Com os dados das doses absolutas medidas com os dosímetros de BeO e a câmara de ionização CC01, foram calculadas as diferenças de dose absoluta (ΔD) dadas pela Equação (4) e com ela o limite de confiança dado pela Equação (3) definidas na Seção 2.6.1, para os pontos situados em regiões de alta dose e região de baixa dose. Em seguida, comparou-se os resultados obtidos para cada caso teste com os valores fornecidos pelo protocolo TG-119.

3.5 Análise e tratamento dos dados

Para cada ponto de irradiação foram utilizados lotes de três dosímetros de BeO, onde a leitura líquida de cada dosímetro foi calculada pela Equação 19,

$$L_{D_i}(\text{líquida}) = L_{D_i}(\text{dose}) - \bar{L}_{D_i}(\text{branco}) \quad (19)$$

onde,

$L_{D_i}(\text{líquida})$ é a leitura líquida do dosímetro i ;

$L_{D_i}(\text{dose})$ é a leitura do dosímetro i após a irradiação;

$\bar{L}_{D_i}(\text{branco})$ é a média das leituras dos dosímetros brancos, que são os dosímetros de transporte (dose ambiente).

Ao mesmo tempo, a leitura do dosímetro irradiado e a leitura dos dosímetros brancos são calculadas como segue:

$$L_{D_i}(\text{dose}) = \left(\left(L_{D_i}(\text{pós} - \text{dose}) - L_{D_i}(\text{pré} - \text{dose}) \right) - \text{Ruído} \right) \times F_{D_i} \quad (20)$$

onde,

$L_{D_i}(\text{pós} - \text{dose})$ é a leitura do dosímetro após a irradiação;

$L_{D_i}(\text{pré} - \text{dose})$ é a leitura do dosímetro após o zeramento óptico antes de ser irradiado, é a leitura de base do dosímetro;

Ruído é o ruído da leitora no momento da leitura

F_s é o fator de sensibilidade individual de cada dosímetro;

$$L_{D_i}(\text{branco}) = \left(\left(L_{D_i}(\text{pós} - \text{transp}) - L_{D_i}(\text{pré} - \text{transp}) \right) - \text{Ruído} \right) \times F_{D_i} \quad (21)$$

onde,

$L_{D_i}(\text{pós} - \text{transp})$ é a leitura do dosímetro após o acompanhamento de um lote de dosímetros para irradiação;

$L_{D_i}(\text{pré} - \text{transp})$ é a leitura do dosímetro após o zeramento óptico.

Onde a média das leituras dos dosímetros brancos é calculada, como segue:

$$\bar{L}_{D_i}(\text{branco}) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N L_{D_i}(\text{branco}) \quad (22)$$

para N=2 dosímetros.

Em seguida se calcula a média das leituras líquidas do lote dos três dosímetros irradiados com a mesma dose, Equação 23:

$$\bar{L}_{BeO_LOTE}(\text{Líquida}) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N L_{D_i}(\text{Líquida}) \quad (23)$$

para N=3 dosímetros.

O desvio padrão do lote dos três dosímetros é dado por:

$$\sigma_{LOTE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N \left(L_{D_i}(\text{Líquida}) - \bar{L}_{LOTE}(\text{Líquida}) \right)^2}{N}} \quad (24)$$

E por último é calculado o Coeficiente de Variação percentual do lote, pela Equação 25.

$$\%CV_{LOTE} = \frac{\sigma_{LOTE}}{\bar{L}_{LOTE}(Líquida)} \times 100 \quad (25)$$

Para relacionar a resposta OSL dos dosímetros de BeO com o valor de dose no ponto de medição, foi obtido o fator de calibração, irradiando três dosímetros de BeO, com uma dose de 100 cGy a uma distancia fonte-superfície (DFS) de 100 cm e uma profundidade de 5 cm, e irradiando também a câmara de ionização CC01 da IBA., então o fator de calibração F_{cal} está dado por:

$$F_{cal} = \frac{D_{CI_CC01}}{\bar{L}_{BeO_LOTE}(Líquida)} \quad (26)$$

onde,

D_{CI_CC01} é o valor de dose absorvida na água pela câmara de ionização, corrigida por todos os fatores de influência;

$\bar{L}_{BeO_LOTE}(Líquida)$ é média das leituras líquidas do lote dos três dosímetros irradiados com a mesma dose, neste caso 100 cGy.

Para utilizar a CI-CC01 foi realizada uma calibração cruzada com a câmara Farmer FC65-G, NS: 1385, com o fator de calibração N_{D,w,Q_0} emitido por um laboratório secundário de calibração.

Então, a dose absorvida pelo dosímetro de BeO é calculada por:

$$D_{BeO} = \bar{L}_{BeO_LOTE}(Líquida) \times F_{cal} \quad (27)$$

e a dose absorvida pela câmara de ionização CC01 é calculada por:

$$D_{CI_CC01} = (L_{CC01} \times k_{T,P} \times k_{pol} \times k_s) \times N_{D,w,Q_0} \times k_{Q,Q_0} \quad (28)$$

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A seguir apresenta-se os resultados do estudo preliminar do comportamento do dosímetro assim como o comportamento do objeto simulador e os resultados obtidos com a aplicação do protocolo TG-119 da AAPM, no planejamento e as medidas com os dosímetros de BeO e a câmara de ionização CC01 da IBA.

4.1 Estudo preliminar. Comportamento dos dosímetros OSL de BeO

4.1.1 Reprodutibilidade e Fator de sensibilidade individual

a. Reprodutibilidade individual do dosímetro

Para cada dosímetro, foi calculada a média $\bar{L}_{OSL_{D_i,n}}$, o desvio padrão $s_{OSL_{D_i,n}}$, o coeficiente de variação $CV_{OSL_{D_i,n}}(\%)$ e o desvio padrão da média relativo $u_A(\bar{L}_{OSL_{D_i}})(\%)$, utilizando as três leituras OSL realizadas para cada dosímetro. O menor coeficiente de variação foi encontrado para o dosímetro D2, $CV_{OSL_{D_2}} = 0,24 \%$ e o maior foi para o dosímetro D31, $CV_{OSL_{D_2}} = 2,76 \%$. A reprodutibilidade das leituras individuais de todos os dosímetros foi inferior a 3 %, pelo que todos os dosímetros apresentaram $CV_{OSL_{D_i,n}} \leq 5\%$. Além disso, o $u_A(\bar{L}_{OSL_{D_i,n}})(\%)$ foi calculado e as variações são inferiores a 2 %, podendo assim considerar que os dosímetros de BeO são reprodutíveis e, portanto, nenhum dosímetro foi descartado do lote de 32 dosímetros. A tabela com todos os dados da reprodutibilidade individual se pode encontrar no APÊNDICE D.

b. Influência do número de dosímetros

Os resultados deste estudo foram obtidos pela irradiação de um porta-dosímetro que continha três dosímetros (D1, D2 e D8), esta irradiação foi repetida três vezes com a mesma configuração.

Na Tabela 9, observa-se as leituras obtidas por cada dosímetro para cada irradiação, assim como as médias $\bar{L}_{OSL_{D_i,n}}$, o desvio-padrão $s_{OSL_{D_i,n}}$, o desvio-padrão da média relativo $u_A(\bar{L}_{OSL_{D_i}})(\%)$, os intervalos de reprodutibilidade de um dosímetro individual e incerteza combinada da reprodutibilidade da média $u_C(\bar{L}_{BeO})(\%)$ de três dosímetros.

Tabela 9 - Resultados do estudo da influência do número de dosímetros

Nº Dosímetro	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média	$s(L_{OSLDi,n})$	$u_A(\bar{L}_{OSLDi})$ (%)	Intervalo	$u_C(\bar{L}_{Be0})$ (%)
1	5,98E+05	6,01E+05	6,01E+05	6,00E+05	0,02E+05	0,1	0,07	0,1
2	6,02E+05	6,05E+05	6,05E+05	6,04E+05	0,01E+05	0,1	0,07	
8	5,75E+05	5,83E+05	5,79E+05	5,79E+05	0,04E+05	0,4	0,20	

Fonte: A autora (2021)

A valor obtido para a reprodutibilidade do sinal médio de três dosímetros, foi de 0,1 % com o intervalo de reprodutibilidade oscilando entre 0,07 % e 0,2 %. Quando o valor médio dos sinais de três dosímetros é usado, a reprodutibilidade da medida é significativamente melhorada porque as variações aleatórias dos sinais compensam-se parcialmente umas às outras fazendo o valor médio.

Além disso, se alguma das leituras for perdida acidentalmente, o valor médio das duas leituras restantes é suficiente para determinar a dose absorvida com a precisão necessária.

Afirmção esta que foi corroborada, ao simular a perda de uma leitura, para cada dosímetro foram deixadas a menor e maior leitura obtida, e logo foram calculados os valores da tabela anterior, obtendo uma reprodutibilidade do valor médio dos sinais de dois dosímetros de 0,3 % com o intervalo de reprodutibilidade oscilando entre 0,1 % e 0,3 %.

c. Fator de sensibilidade individual do dosímetro

A Tabela 10 mostra os fatores de sensibilidade individuais (F_{SDi}) para o lote de 32 dosímetros usados no presente trabalho, eles foram calculados com a Equação (8).

O fator representa uma medida da resposta relativa de cada dosímetro em comparação com o lote de dosímetros.

Tabela 10 - Valores dos fatores de sensibilidade individual F_{SDi} dos dosímetros OSL de BeO

Nº Dosímetro	F_{SDi}	Nº Dosímetro	F_{SDi}
1	0,53	17	2,05
2	0,53	18	1,61
3	0,57	19	1,71
4	2,66	20	0,99
5	1,92	21	2,13
6	1,04	22	0,57
7	0,97	23	1,58
8	0,55	24	2,09
9	1,92	25	0,60
10	1,62	26	0,59
11	1,61	27	2,28
12	1,77	28	0,52
13	1,77	29	0,57
14	1,97	30	2,44
15	1,72	31	0,55
16	1,83	32	0,58

Fonte: A autora (2021)

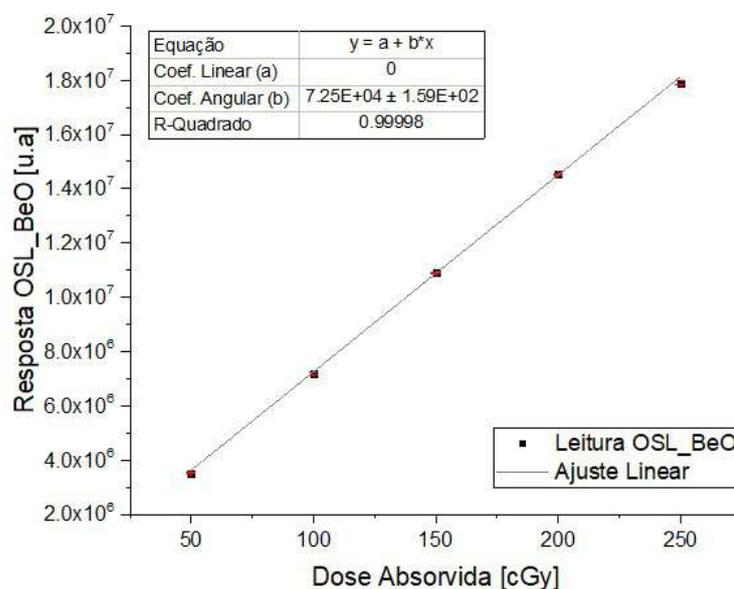
Aplicando os fatores de correção pela sensibilidade F_{SDi} para cada dosímetro, foi possível obter uma resposta homogênea entre as leituras OSL de dosímetros diferentes irradiados com a mesma dose e setup de irradiação. Também foi realizada uma estimativa da incerteza do fator de sensibilidade individual, cuja incerteza expandida é de 1,72 % com 95,45% de nível de confiança ($k=2$).

4.1.2 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da dose

A Figura 29 mostra a curva de calibração OSL dos dosímetros de BeO, irradiados com um feixe de 6 MV de energia, na faixa de doses de 50 cGy a 250 cGy. Cada ponto representa a média das leituras dos três dosímetros irradiados com a mesma dose.

Foi realizado o ajuste linear da reta apresentando um coeficiente angular de $7,25 \times 10^4 \pm 1,59 \times 10^2$ u.a/cGy, com um coeficiente de regressão linear (R^2) igual a 0,99998 evidenciando que a resposta OSL dos dosímetros apresentou linearidade em todo o intervalo de dose estudado.

Figura 29 - Curva de Calibração dosímetros de BeO, para energia de 6 MV do Linac. Na faixa de doses de 50 cGy a 250 cGy. Os símbolos pretos representam as contagens da leitura dos dosímetros BeO. A linha cinza representa o ajuste dos dados com uma tendência linear.

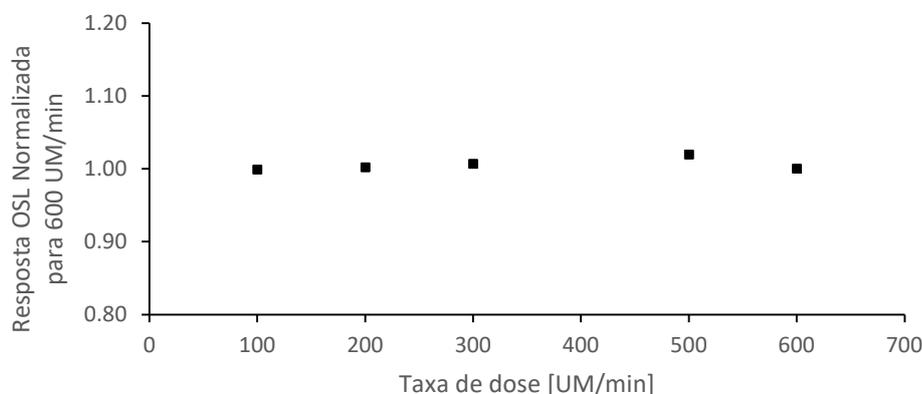


Fonte: A autora (2021)

4.1.3 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função da taxa de dose

A Figura 30 mostra a resposta OSL dos dosímetros de BeO em função da taxa de dose, normalizada para a resposta OSL obtida com a taxa de 600 UM/min. Os dosímetros foram irradiados com um feixe de 6 MV de energia, variando a taxa de dose de 100 UM/min a 600 UM/min. Cada ponto representa a média das leituras dos três dosímetros irradiados com a mesma taxa de dose. Como pode ser visto, para a taxa de dose de 500 UM/min, é onde existe a maior variação, com um valor de desvio-padrão da média relativo $u_A(\bar{L}_{OSL_{Di}})(\%) = 1,2\%$, sendo este resultado satisfatório quando existe variação da taxa de dose, aportando mais uma vantagem para o uso do dosímetro de BeO nos controles de qualidade da técnica VMAT, uma vez que a taxa de dose pode mudar em função do tratamento.

Figura 30 - Dependência da resposta do dosímetro de BeO com a taxa de dose, para energia de 6 MV do Linac. Na faixa de 100 UM/min a 600 UM/min. Os símbolos pretos representam as contagens da leitura dos dosímetros BeO normalizadas para 600 UM/min.

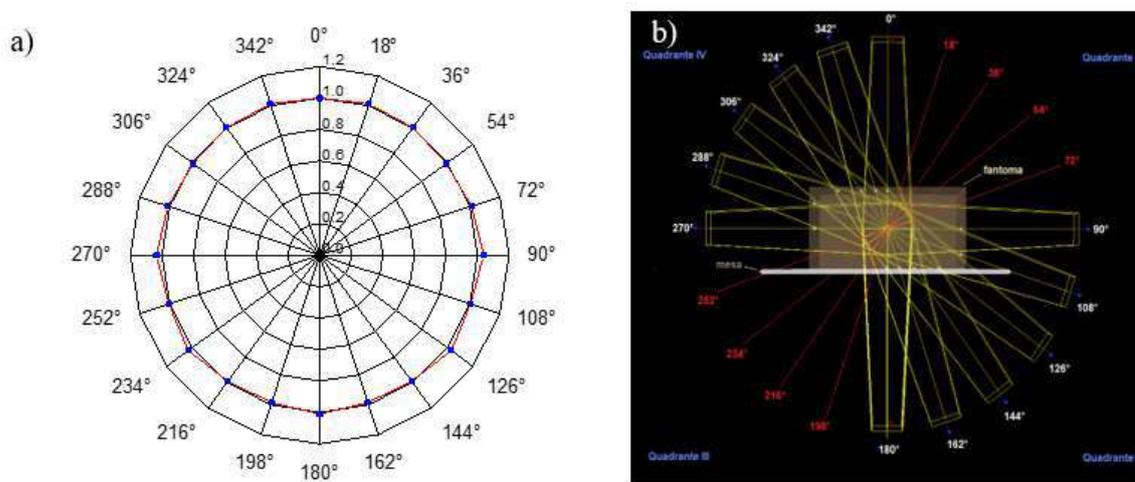


Fonte: A autora (2021)

4.1.4 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do ângulo de irradiação

A Figura 31 mostra a dependência angular do dosímetro de BeO. Esta figura também mostra o ângulo azimutal entre o dosímetro e o feixe incidente em intervalos de 18°. A dose do dosímetro em qualquer ângulo azimutal é normalizada para aquela calculada a 0°.

Figura 31 - Gráfico tipo radar da dependência angular axial do dosímetro BeO. a) Dependência angular axial b) Diagrama esquemático da incidência dos feixes de radiação



Fonte: A autora (2021).

Como pode ser visto, a resposta OSL relativa do dosímetro varia no máximo em 3%, sendo este um bom resultado para dosímetros OSL, por exemplo, VALENCIA et al, obtiveram

uma dependência angular menor a 10% para cristais OSL de óxido de alumínio dopado com carbono (Al₂O₃: C), irradiados com um feixe de 6 MV (VALENCIA et al., 2015).

O resultado da dependência angular axial para o dosímetro de BeO é mostrado na Tabela 11. A resposta do dosímetro nos ângulos de 90° e 270° é mais forte do que em outros ângulos, devido ao formato do dosímetro, que tem 5 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. Nestes ângulos o feixe passa através de uma área maior do material do dosímetro tendo assim maior probabilidade de interação, o que traz maior resposta dos dosímetros para esses ângulos.

Tabela 11 - Dependência angular de um ângulo oblíquo ao eixo do dosímetro

Quadrante IV						
Ângulo	270°	288°	306°	324°	342°	0°
Resposta Normalizada	1,03	1,01	0,99	1,00	1,01	1,00
Quadrante II						
Ângulo	90°	108°	126°	144°	162°	180°
Resposta Normalizada	1,04	1,01	1,03	0,99	0,99	1,01

Fonte: A autora (2021)

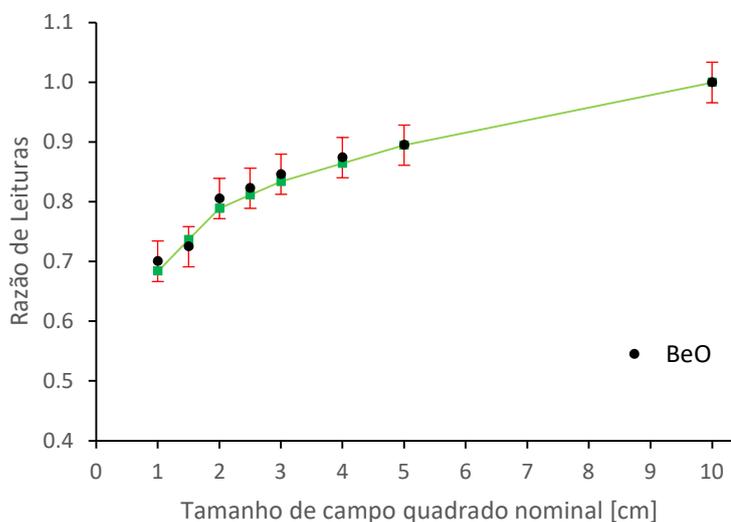
Por tudo o antes discutido, a resposta do dosímetro pode ser considerada isotrópica quando é utilizado para controle de qualidade da técnica VMAT.

4.1.5 Resposta OSL do dosímetro de BeO em função do tamanho de campo

A Figura 32, mostra as razões de leituras $\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}}$ dos dosímetros (BeO e diodo SFD) para

um tamanho de campo particular normalizado as leituras do detector para o tamanho de campo de referência 10 x 10 cm².

Figura 32 - Razões de leituras dos dosímetros (BeO e diodo SFD) para vários tamanhos de campos normalizados para a leitura do dosímetro no tamanho de campo de referência 10 x 10 cm²



Fonte: A autora (2021)

Como se pode observar na Figura 32 e nas colunas 2 e 3 da Tabela 12, a maior discrepância entre as razões de leituras do dosímetro BeO e as razões de leitura do diodo SFD, se encontra para o campo 1 x 1 cm² com um valor de 2,4 %, devido a que é um campo muito pequeno e o posicionamento do dosímetro no momento da medida torna-se muito difícil. Então tomando o diodo SFD como referência, e assumindo que os fatores de campo do dosímetro BeO e o diodo SFD são iguais:

$$\left(\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right)_{BeO} = \left(\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right)_{SFD} \quad (29)$$

ou

$$\left(\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \right)_{BeO} \times \left(k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right)_{BeO} = \left(\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \right)_{SFD} \times \left(k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right)_{SFD} \quad (30)$$

se pode estimar os fatores de correção para o dosímetro OSL de BeO $\left(k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right)_{BeO}$.

Na Tabela 12, são apresentados os valores calculados, sendo estes menores que 5% para todos os campos estudados, o que torna o BeO viável para dosimetria de pequenos campos. Além disso, se pode observar nas colunas 4 e 5 os fatores de correção do fator de campo e o fator de campo calculado, respectivamente do diodo SFD da IBA, já na coluna 6, se encontram os fatores de correção do fator de campo do BeO calculado a partir da Equação 30.

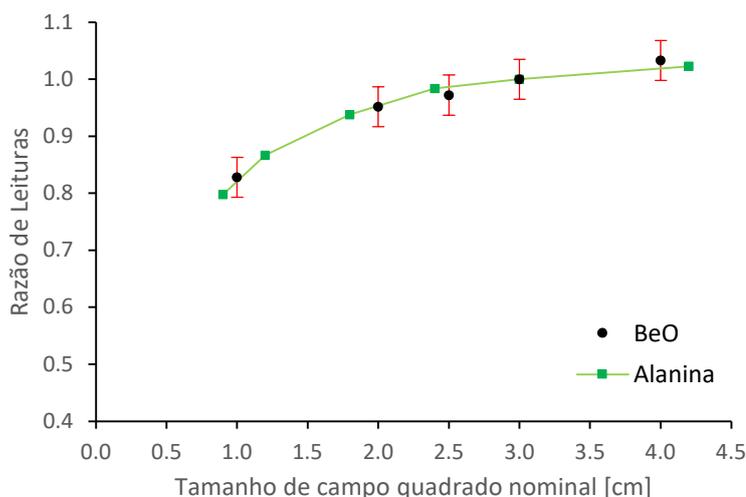
Tabela 12 - Razões de leituras e fatores de correção do fator de campo dos dosímetros de BeO e diodo SFD, fator de campo do diodo SFD

Tamanho Campo [cm ²]	$\left(\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}}\right)_{BeO}$	$\left(\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}}\right)_{SFD}$	$\left(k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}\right)_{SFD}$	$\left(\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}\right)_{SFD}$	$\left(k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}\right)_{BeO}$
1x1	0,701	0,684	1,018	0,696	0,994
1,5x1,5	0,724	0,737	1,030	0,759	1,047
2x2	0,806	0,789	1,032	0,814	1,011
2,5x2,5	0,823	0,812	1,031	0,837	1,017
3x3	0,846	0,834	1,029	0,858	1,014
4x4	0,874	0,864	1,025	0,886	1,013
5x5	0,895	0,895	1,017	0,910	1,016
10x10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Fonte: A autora (2021)

Por outro lado, para confirmar que os as razões de leituras dos dosímetros de BeO calculadas neste trabalho estão corretas, foram graficadas em um mesmo gráfico as razões de leituras de dosímetros de alanina, dados tomados do trabalho de (AZANGWE et al., 2014), onde as razones de leituras estão normalizadas para um campo intermediário de 3 x 3 cm² e o dosímetro de alanina foi tomado como referência.

Na Figura 33 se podem observar as razões de leituras dos dosímetros de BeO e alanina, normalizados para o campo intermediário 3 x 3 cm².

Figura 33 - Razões de leituras dos dosímetros (BeO e Alanina) para um tamanho de campo particular normalizado para leitura do dosímetro para um tamanho de campo intermediário 3 x 3 cm²

Fonte: A autora (2021)

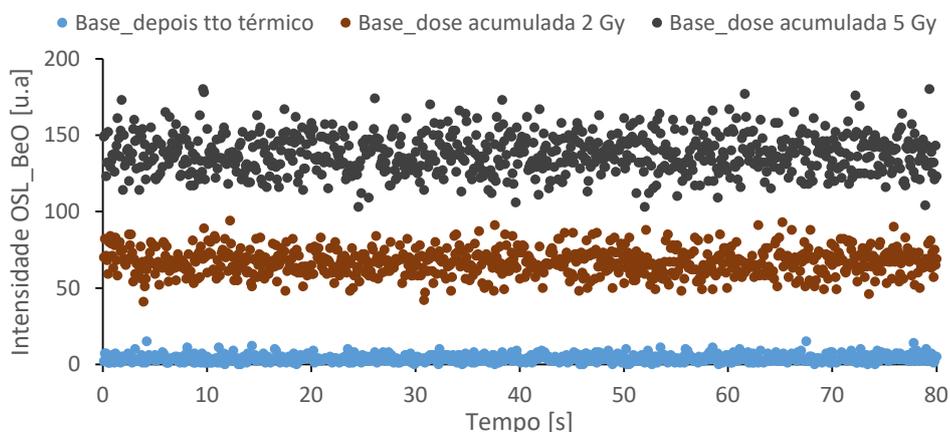
O dosímetro de alanina foi escolhido para fazer a comparação, já que são os valores de uma média dos dosímetros de alanina, o NPL que tem um diâmetro 5mm e uma espessura de 2,3 mm e o DTU que tem um diâmetro de 4,8 mm e uma espessura de 4,8 mm, com um número atômico efetivo de 5,96 e uma densidade de 1,23 g/cm³, quando são comparados com o dosímetro de BeO utilizado neste trabalho, são muito semelhantes, já que tem diâmetro de 5mm e uma espessura de 1 mm, o número atômico é de 7,2 e a densidade de 3,01 g/cm³, isso permite considerar que as perturbações dos dosímetros de BeO devido ao efeito da média do volume e de sua composição são semelhantes às dos dosímetros de alanina usados no estudo de AZANGWE et al., (2014).

Diante do exposto pode-se afirmar que os dosímetros de BeO estudados neste trabalho, podem ser utilizados para realizar controles de qualidade da técnica IMRT e VMAT, utilizando-se campos com até 1 x 1 cm², que foi o menor campo avaliado neste estudo.

4.1.6 Estudo da influência do acumulado de dose na resposta OSL do dosímetro de BeO

Em geral, os dosímetros do lote à medida que foram utilizados, durante o ciclo de irradiação, leitura e zeramento, maior foi a leitura da base, evidenciando que o zeramento óptico não era suficiente para levar aos dosímetros a seu estado original. Um exemplo deste comportamento se pode observar na Figura 34, onde são mostradas as leituras de bases do dosímetro D1, em azul a base logo do tratamento térmico de 700 °C por 15 minutos, sendo esta a base de referência do dosímetro, as curvas em marrom e cinza, são as bases depois do zeramento óptico, para o dosímetro com 2 Gy e 5 Gy de dose acumulada, respectivamente, essas doses são as doses que o dosímetro tinha recebido anteriormente. Se pode observar que quando o dosímetro tinha apenas 2 Gy de dose acumulada, a base aumentou 17 vezes e quando tinha 5 Gy aumentou o dobro que quando tinha 2 Gy, é dizer 35 vezes do valor da base de referência.

Figura 34 - Curvas de intensidade OSL das leituras de base do dosímetro D1. Símbolo azul, base zero, símbolo marrom base do dosímetro com 2 Gy de dose acumulada, símbolo cinza base do dosímetro com 5 Gy de dose acumulada

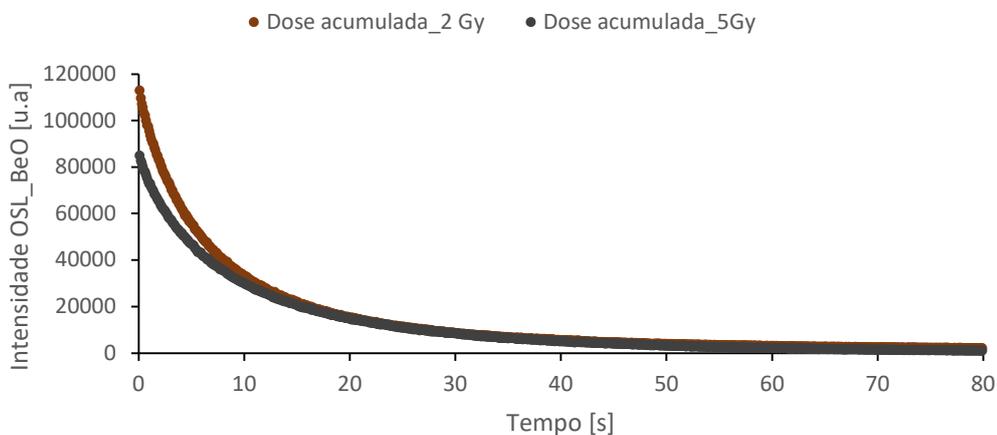


Fonte: A autora (2021)

Um comportamento similar pode ser observado quando são obtidas as curvas de intensidade OSL após a irradiação dos dosímetros. Um exemplo disto se encontra na Figura 35, onde são mostradas as curvas de intensidade OSL do dosímetro D1 depois de ser irradiado com uma dose de 1 Gy com um feixe de 6 MV. A curva marrom é a resposta do dosímetro quando tinha 2 Gy de dose acumulada, e a curva cinza a resposta do dosímetro com 5 Gy de dose acumulada.

Pode-se observar que, à medida que a dose acumulada aumentou, a intensidade OSL do dosímetro diminuiu 15 %, evidenciando que o acumulado de dose no dosímetro afeta a resposta OSL.

Figura 35 - Curvas de intensidade OSL da leitura após irradiação de 1 Gy do dosímetro D1. Símbolo marrom dosímetro com 2 Gy de dose acumulada, símbolo cinza dosímetro com 5 Gy de dose acumulada



Fonte: A autora (2021)

Pode-se afirmar que o uso dos dosímetros prejudica a reprodutibilidade do sinal, e pode ocasionar alterações irreversíveis em sua resposta caso sejam submetidos a um uso prolongado.

Portanto, na auditoria postal, seria conveniente revisar periodicamente a reprodutibilidade dos dosímetros para detectar alterações na sensibilidade. O esquema de trabalho para avaliação da reprodutibilidade dos sinais seria submeter os dosímetros a uma série de irradiações de referência com uma dose baixa, em condições idênticas, e observar o intervalo de variação de seu sinal, se começa a comprometer a reprodutibilidade da resposta do dosímetro, podem ser submetidos a um novo tratamento térmico de 700°C por 15 minutos, verificando, em seguida, o quanto o sinal diminuiu e se o dosímetro pode continuar a ser usado. Dessa forma, aqueles dosímetros que sofreram alterações irreversíveis em sua resposta poderiam ser facilmente detectados e seu uso na auditoria postal poderia ser descartado. Aqueles considerados adequados para uso devem ter seu fator de sensibilidade recalculado.

4.2 Estudo preliminar. Comportamento do objeto simulador

4.2.1 Reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL

Na Tabela 13 são mostrados os resultados do estudo da reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL, com o valor da média, o desvio-padrão, desvio-padrão da média e o desvio-padrão da média relativo.

Tabela 13 - Resultados estudo de reprodutibilidade do posicionamento do Kit-OSL

Nº Irradiações	Medidas deslocamento
	[mm]
1	0,6
2	0,7
3	0,6
4	0,6
5	0,6
6	0,6
7	0,7
8	0,6
9	0,9
10	0,6
\bar{M}_{posn}	0,63
S_{posn}	0,0483
$u(\bar{M}_{posn})$	0,0153
$u(\bar{M}_{posn})$ [%]	2,42

Fonte: A autora (2021)

Como se pode observar, a média dos erros de posicionamento foi menor que 1mm, sendo este resultado ótimo para o dosímetro de BeO que tem um diâmetro de 5mm, e pequenos erros de posicionamento podem acarretar erros muito grandes na obtenção da dose absorvida.

4.2.2 Estudo da influência do material do dosímetro e do Kit-OSL

O resultado deste estudo em sua primeira etapa, onde estão colocadas as Placa 1 e 2 nas profundidades de 7,5 cm e 10 cm, respectivamente, foi de uma dose medida no ponto de 10 cm de profundidade de 153,8 cGy, já na segunda etapa, onde foi retirada a placa que se encontrava na profundidade de 7,5 cm, e o tratamento foi administrado só com a placa localizada na profundidade de 10 cm, a dose medida no ponto de 10 cm de profundidade foi de 154,2 cGy.

A partir dos resultados deste estudo, é confirmado que a perturbação produzida pelo dosímetro em 7,5 cm de profundidade na dose absorvida a uma profundidade de 10 cm é da ordem de 0,26 % e a relação de dose medida a uma profundidade de 10 cm com e sem a placa a 7,5 cm é praticamente 1. Portanto, as doses nos dosímetros com e sem interferência na profundidade de 7,5 cm, são praticamente as mesmas, podendo-se deduzir que a perturbação produzida pelos dosímetros e o Kit-OSL quando se realizam as medidas com as duas placas é desprezível.

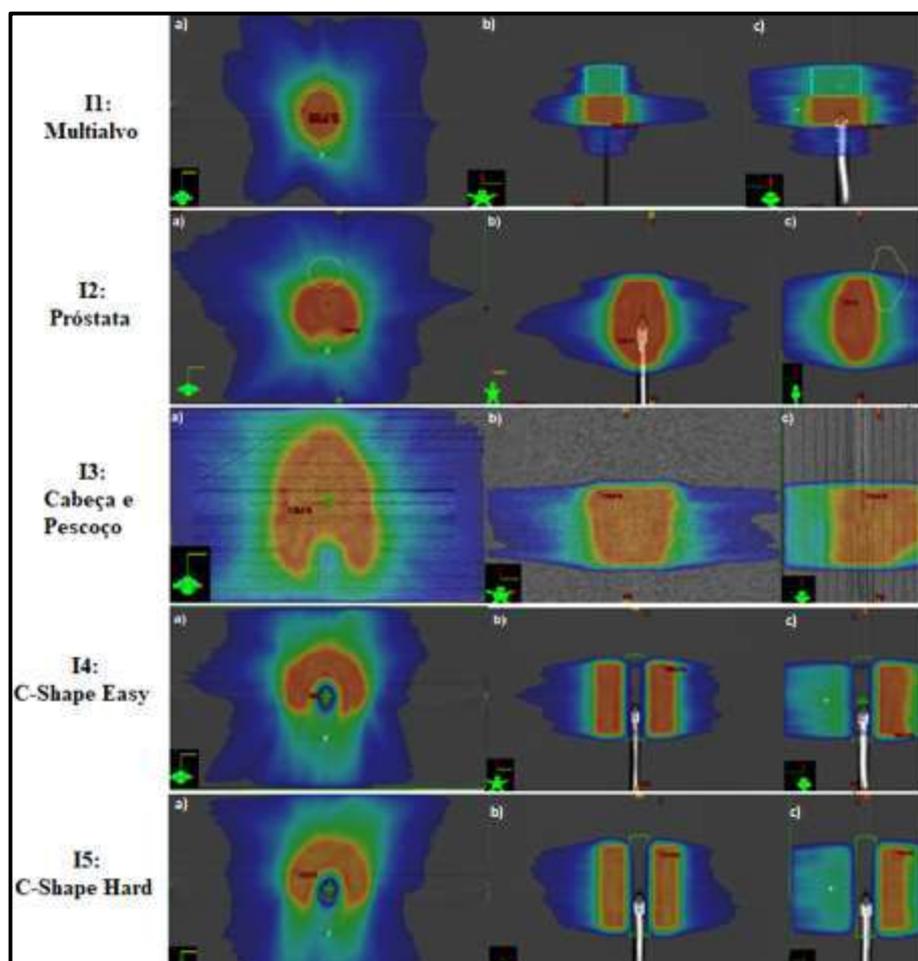
4.3 Aplicação do TG-119 para VMAT

4.3.1 Planejamento

A Figura 36 mostra as distribuições de dose dos cinco casos teste propostos no protocolo TG-119. Para o teste I1: Multialvo se observam as isodoses na faixa de 20% a 115%, onde o alvo inferior está sob a curva de isodoses azul escuro de ~ 20 % a 40 %, o alvo superior está sob a curva de isodoses azul claro de ~ 40 % a 60 %, e o alvo central está sob a curva de isodoses vermelha ~ 100 % a 115 %; para o teste I2: Próstata se observam as isodoses na faixa de 20 % a 110 %, onde o PTV está sob a curva de isodoses vermelha de ~ 90 % a 110 %, o está sob as curvas de isodoses verde e amarela de ~ 60 % a 90 %, e a bexiga está sob as curvas de isodoses azul clara e amarela ~ 50 % a 95 %; logo se encontram as distribuições de dose do caso teste I3: Cabeça e Pescoço, onde se observam as isodoses na faixa de 20 % a 115 %, onde o PTV está sob as curvas de isodoses amarela e vermelha de ~ 90 % a 150 %, a medula está sob a

curva de isodoses azul clara de ~ 40 % a 50 %, e as parótidas estão sob as curvas de isodoses azul clara e amarela ~ 40 % a 90 %; já para o caso teste I4: C-Shape (Easy) se observam as isodoses na faixa de 20 % a 110 %, onde o PTV está sob as curvas de isodoses amarela e vermelha de ~ 90 % a 110 %, a medula está sob as curvas de isodoses azul escura e azul clara de ~ 20 % a 50 % e por último se mostram as distribuições de dose do caso teste I4: C-Shape (Hard), onde se podem observar as isodoses na faixa de 20 % a 120 %, onde o PTV está sob as curvas de isodoses amarela e vermelha de ~ 100 % a 120 %, a medula está sob as curvas de isodoses azul escura e azul clara de ~ 20 % a 50 %.

Figura 36 - Distribuições de dose dos cinco casos teste do protocolo TG-119, planejados com técnica VMAT no plano central do isocentro, a) corte axial, b) corte coronal, c) corte sagital



Fonte: A autora (2021).

Neste trabalho, D_{xx} se refere à dose mínima que xx% do volume recebe. Os parâmetros de comparação do plano TG-119 são D₉₉, D₉₅, D₉₀, D₂₀, D₁₀ e D₅ para alvos e D₅₀, D₃₀, D₁₀, e D_{max} para órgãos em risco (OAR).

A Tabela 14 mostra as estatísticas dos planos de tratamentos para os cinco casos teste propostos no protocolo TG-119 e planejados com técnica IMRT pelas dez instituições participantes do protocolo, com os objetivos, a média e o desvio-padrão alcançado por elas, assim como os resultados obtidos por Mynampati et al., (2012) e o presente trabalho, utilizando a técnica VMAT para o planejamento, assim como uma relação de comparação com os resultados obtidos no TG-119.

Tabela 14 - Estatísticas dos planos de tratamento para os cinco casos teste do TG-119 e o presente trabalho

Teste	Parâmetros de planejamento	TG-119			Mynampati et al.,(2012)	Presente trabalho	Presente trabalho / TG-119	Presente trabalho / Mynampati et al., (2012)
		Objetivo [cGy]	Média TG-119 [cGy]	Desvio Padrão [cGy]	Dose [cGy]	Dose [cGy]		
I1: Multialvo	Centro D99	>5000	4955	162	5000	5098	1.03	1.02
	Centro D10	<5300	5455	173	5352	5247	0.96	0.98
	Superior D99	>2500	2516	85	2687	2608	1.04	0.97
	Superior D10	<3500	3412	304	3133	3039	0.89	0.97
	Inferior D99	>1250	1407	185	1367	1362	0.97	1.00
	Inferior D10	<2500	2418	272	1904	1734	0.72	0.91
I2 : Próstata	PTV D95	>7560	7566	21	7564	7634	1.01	1.01
	PTV D50	<8300	8143	156	8230	8027	0.99	0.98
	Recto D30	<7000	6536	297	5612	5511	0.84	0.98
	Recto D10	<7500	7303	150	7212	7304	1.00	1.01
	Bexiga D30	<7000	4394	878	3130	3707	0.84	1.18
	Bexiga D10	<7500	6269	815	5247	5577	0.89	1.06
I3 : Cabeça e Pescoço	PTV D90	>5000	5028	58	5000	5026	1.00	1.01
	PTV D99	>4650	4704	52	4840	4711	1.00	0.97
	PTV D20	<5500	5299	93	5200	5279	1.00	1.02
	Medula Dmax	<4000	3741	250	3790	3885	1.04	1.03
	Parótida D D50	<2000	1798	184	1925	1737	0.97	0.90
	Parótida E D50	<2000	1798	184	1798	1737	0.97	0.97
I4: C-Shape-Easy	PTV D95	>5000	5010	17	5004	5003.0	1.00	1.00
	PTV D10	<5500	5440	52	5493	5351.0	0.98	0.97
	Medula D10	<2500	2200	314	1677	2223.0	1.01	1.33
I5: C-Shape-Hard	PTV D95	>5000	5011	16.5	5004	5000	1.00	1.00
	PTV D10	<5500	5702	220	5493	5503	0.97	1.00
	Medula D10	<2500	1630	307	1677	1572	0.96	0.94

Fonte: A autora (2021)

Para o caso teste I1: Multialvo, de acordo com as restrições de dose do TG-119, 99 % do volume do alvo central, alvo superior e alvo inferior deve receber pelo menos 5000 cGy, 2500 cGy e 1250 cGy respectivamente. O presente estudo atingiu os objetivos antes mencionados, sendo evidente na comparação com os resultados de referência do TG-119, o plano VMAT realizado neste trabalho tem cobertura mais homogênea para os alvos superior e inferior e resultados semelhantes para o alvo central. Também pode-se observar que os dados obtidos neste trabalho são equivalentes aos resultados obtidos por Mynampati et. al. (2012) para

os alvos central e superior, porém para o alvo inferior os resultados obtidos para D10 foram melhores respeitando plenamente os objetivos estipulados pelo TG119.

O caso teste I2: Próstata tem como objetivo que o 95 % do volume do PTV da próstata deve receber pelo menos 7560 cGy, e o 5% do volume de PTV deve ser inferior a 8300 cGy o que foi alcançado neste trabalho, com valores de 7634 cGy e 8027 cGy, sendo muito semelhantes aos resultados obtidos no TG-119. Por outro lado, para os OARs (reto e bexiga), os volumes do 30 % e 10 % devem ser menores que 7000 cGy e 7500 cGy, respectivamente, de acordo com TG-119, o presente estudo mostrou os resultados para reto de 5511 cGy e 7304 cGy, respectivamente, e para bexiga, os resultados para D30 e D10 foram de 3707 cGy e 5577 cGy que está muito abaixo da tolerância definida pelo TG-119. Os dados indicam que os valores obtidos neste trabalho são equivalentes para o PTV, reto e bexiga em relação aos resultados de Mynampati et al (2012), porém para a bexiga os resultados obtidos para D30 foram piores mas mesmo assim, ainda respeitam os objetivos estipulados pelo TG119.

O caso teste I3: Cabeça e Pescoço foi prescrito para receber pelo menos uma dose de 5000 cGy e 4650 cGy no 90 % e 99 % do volume de PTV, respectivamente, assim como que no mais que o 20 % de PTV deve receber doses superior a 5500 cGy. Estes objetivos foram cumpridos, tendo como resultados uma dose de 5026 cGy, 4711 cGy e 5279 cGy para o 90 %, 99 % e 20 % do volume de PTV, respectivamente, que estão dentro dos objetivos especificados do TG-119. A medula não deve receber mais do que 4000 cGy, enquanto a dose máxima alcançada na medula foi de 3885 cGy, está abaixo da restrição. A restrição de dose para a parótida é ter D50 menor que 2000 cGy, o presente estudo alcançou 1737 cGy para ambas as parótidas, que é 3 % menor que a dose média do TG-119 com D50 de 1798 cGy, e muito menor em comparação com o objetivo especificado pelo TG-119. No estudo de Mynampati et al., (2012) foram capazes de alcançar os objetivos propostos pelo TG-119, mais quando se compararm os resultados obtidos para D50 das parótidas direita e esquerda, seus resultados foram piores que os obtidos no presente trabalho, já que as doses alcançadas são maiores que 10 % e 3 %, respectivamente.

De acordo com os objetivos especificados pelo TG-119 para o caso teste I4: C-Shape-Easy, o 95 % do volume de PTV deve obter pelo menos 5000 cGy e o 10 % não deve ser superior a 5500 cGy. As doses alcançadas no presente estudo para o PTV foram 5003 cGy e 5351 cGy, respectivamente, já para o 10 % do volume da medula a dose não deve ser superior a 2500 cGy, neste trabalho a dose recebida pelo 10 % da medula foi de 2223 cGy, indicando que os objetivos especificados pelo TG-119 foram cumpridos. Quando se comparam os valores de dose obtidos para o PTV, estão de acordo com os dados de Mynampati et al (2012) e com

os objetivos do TG119, já o valor para a medula está acima do resultado apresentado por Mynampati et al., (2012), mas mesmo assim ainda respeitam os objetivos estipulados pelo TG119.

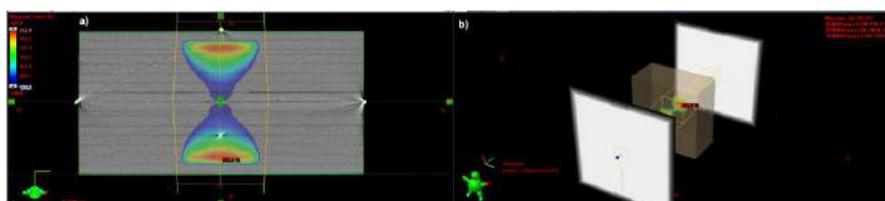
O caso Teste I5: C-Shape (Hard) tem como restrições de dose para el 95 % e 10 % do volume de PTV as mesmas que para o caso teste I4: C-Shape (Easy). As doses alcançadas no presente estudo foram de 5000 cGy e 5503 cGy, sendo este último 3 % menor que a média alcançada pelo TG-119. Por outro lado, o objetivo de doses para o 10 % do volume da medula foi cumprido, apesar de que o resultado obtido foi 4 % menor que a dose média do TG-119. Outro estudo paralelo que também relataram valores mais elevados para o D10 da medula, foi Mynampaty et al., (2012) que obtiveram uma dose de 1677 cGy, representando uma dose maior em 6 %, que o resultado obtido no presente trabalho.

4.3.2 Resultados das Medições. Testes preliminares

P1:AP:PA

A Figura 37 mostra a distribuição de dose e a disposição dos campos de irradiação, para o caso Teste P1: AP:PA. Se observam as isodoses na faixa de 100 % a 105 %, onde o dosímetro está sob a curva de isodoses de 100 %.

Figura 37 - Teste P1: AP:PA. a) Distribuição de dose no plano central do isocentro, corte axial, b) Configuração dos campos antero-posterior



Fonte: A autora (2021)

Como resultado do caso teste preliminar P1: AP:PA, se pode observar uma dose obtida com o planejamento de 200 cGy. Quando foram utilizados dosímetros de BeO, foi obtida uma dose medida de 200,6 cGy, para 0,29 % de diferença de dose absoluta percentual com a dose prescrita de 200 cGy no isocentro, localizado na linha média do objeto simulador a 7,5 cm de profundidade, já quando foi utilizada a câmara de ionização CC01, a dose medida foi de 200,2 cGy para uma diferença percentual com a dose prescrita de 0,11 %, sendo este um bom resultado. O resultado da dose medida obtida pelo dosímetro de BeO foi normalizada pela relação de doses calculada/doses medida no caso teste preliminar P1: AP:PA obtido pela câmara

de ionização CC01 e, por sua vez, este resultado foi utilizado para normalizar todas as leituras de doses obtidas pelos outros casos testes mediante a relação de doses calculada/doses medida no caso teste preliminar P1: AP:PA.

A relação de dose para normalização no caso dos dosímetros de BeO é:

$$\frac{D_{TPS_AP:PA}}{L_{BeO_AP:PA}} = 0,9971$$

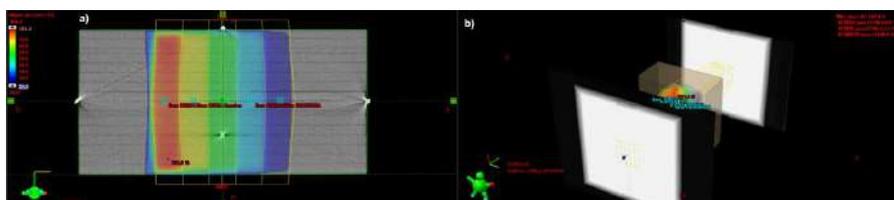
A relação de dose para normalização no caso da câmara de ionização CC01 da IBA é:

$$\frac{D_{TPS_AP:PA}}{L_{CI_AP:PA}} = 0,9989$$

P2:Bandas

A Figura 38 mostra a distribuição de dose e a disposição dos campos de irradiação, para o caso Teste P2: Bandas. Se observam as isodoses na faixa de 20 % a 105 %, cobrindo todos os pontos de medição.

Figura 38 - Teste P2: Bandas a) Distribuição de dose no plano central do isocentro, corte axial, b) Configuração dos campos antero-posterior



Fonte: A autora (2021)

A Tabela 15 mostra os resultados para o caso teste preliminar P2: Bandas, se podem observar a localização dos cinco pontos criados para medir a doses nas cinco bandas, todos localizados na linha média do objeto simulador a 7,5 cm de profundidade, para melhor compreensão a Figura 38 será referida. O ponto (isocentro) corresponde à banda central que está sob a curva de isodoses verde de ~ 60 a 80 %, o ponto (1ra direita) corresponde à banda que está sob a curva de isodose amarela de ~ 80 a 90 %, o ponto (2da direita) corresponde à banda que está sob a curva de isodoses vermelha de ~ 90 a 105 %, destacar que neste ponto foi feita a prescrição da dose de 215 cGy, já que esta banda es a única que permanece o tempo todo exposta a radiação, o ponto (1ra esquerda) corresponde à banda que está sob a curva de isodoses azul claro de ~ 60 a 40 % e por último o ponto (2da esquerda) corresponde à banda que está sob a curva de isodoses roxa de ~ 40 a 20 %. Os outros dados fornecidos pela tabela são as doses medidas utilizando os dosímetros de BeO e a câmara de ionização CC01 da IBA, assim

como a diferença de dose absoluta percentual da dose medida com a dose prescrita de 200 cGy no isocentro.

Tabela 15 - Valores de dose obtidos caso Teste P2: Bandas

Teste	Localização Ponto	Dose Prescrita [cGy]	Dose Planejada [cGy]	Dose Medida_BeO [cGy]	Dose Medida_CI [cGy]	ΔD [%] BeO	ΔD [%] CI
P2:Bandas	Isocentro	215	137,1	135,8	135,9	-0,60	-0,55
	1ra direita		179,3	180,0	179,3	0,31	0,02
	2da direita		215,0	214,0	213,1	-0,46	-0,89
	1ra esquerda		94,2	90,2	94,4	-1,88	0,12
	2da esquerda		50,4	47,1	51,3	-1,53	0,41

Fonte: A autora (2021)

Para o teste preliminar P2: Bandas, quando foram utilizados dosímetros de BeO para medir no isocentro localizado na linha média do objeto simulador a 7,5 cm, a dose medida foi de 135,8 cGy e a calculada de 137,1 cGy, representando um -0,60 % de diferença, já quando foi utilizada a câmara de ionização CC01 da IBA a dose medida foi de 135,9 cGy e a planejada de 137,1 cGy, com um -0,55 % de diferença, evidenciando uma boa concordância entre as doses.

4.3.3 Resultados das Medições. Testes VMAT

Medidas com dosímetros de BeO. Região de altas doses

A Tabela 16 mostra os valores de dose prescrita, planejada e medida para os cinco casos planejados com VMAT. Também, na última coluna se pode observar as diferenças relativas de dose $\frac{\text{medida}-\text{planejada}}{\text{prescrita}}$ dos valores de doses obtidos utilizando dosímetros de BeO, assim como a média e o desvio padrão das diferenças, e o limite de confiança para a região de alta dose.

Com o valor do limite de confiança, deve-se esperar que os pontos medidos estejam dentro do 95 %. Qualquer diferença entre a dose medida e a calculada corresponde à incerteza randômica e pode ter sido causada pela incerteza das medições, pela imprecisão dos métodos de cálculo de dose ou pelas limitações na administração da dose.

Tabela 16 - Desvio da dose medida no PTV com dosímetros OSL de BeO na região de altas doses, com limite de confiança associado

Região de alta dose_BeO					
Teste	Localização (Pontos)	Dose Prescrita [cGy]	Dose Medida [cGy]	Dose Planejada [cGy]	ΔD [%]
I1: Multialvo	Isocentro	200	209,6	209,3	0,05
I2: Próstata	Isocentro	180	184,8	187,5	-1,60
I3: Cabeça e Pescoço	Isocentro	200	208,6	211,0	-1,32
I4: C-Shape (Easy)	2,5 cm anterior	200	207,1	211,0	-2,04
I5: C-Shape (Hard)	2,5 cm anterior	200	218,8	221,9	-1,64
Média [%]					-1,31
σ [%]					0,80
CL = Média + 1.96 σ [%]					2,89

Fonte: A autora (2021)

Na medição com os dosímetros OSL de BeO, a média das diferenças de dose entre os diferentes casos planejados foi de $-1,31 \% \pm 0,80 \%$, e o limite de confiança correspondente (média + $1,96\sigma$) foi $2,89 \%$. Na região de alta dose não foram observadas variações de dose em mais de $2,0 \%$.

Medidas com dosímetros de BeO. Região de baixas doses

As Tabela 17 apresenta as diferenças relativas de dose (ΔD) avaliadas utilizando dosímetros OSL de BeO, bem como sua média, desvio padrão e o limite de confiança para a região de baixa dose.

Na medição dos pontos dentro da região de baixas doses (dentro dos OARs), a média das diferenças de dose para os diferentes casos planejados foi de $-1,87 \% \pm 1,30 \%$, e o limite de confiança correspondente (média + $1,96\sigma$) foi de $4,41 \%$. Na região de baixa dose foi observada uma variação de dose maior de $2,0 \%$ para os três casos (I2: Próstata, I4: C-Shape (Easy) e I5: C-Shape (Hard)) entre a dose planejada e medida, isto pode ser devido a posição onde se encontram os pontos de medida, qualquer mínimo deslocamento, pode acarregar altas variações de dose, mais é bom dizer que isso não afetou o resultado final, dos testes para a região de baixa de dose.

Tabela 17 - Desvio da dose medida no PTV com dosímetros OSL de BeO na região de baixa dose, com limite de confiança associado

Região de baixa dose_BeO					
Teste	Localização (Pontos)	Dose Prescrita [cGy]	Dose Medida [cGy]	Dose Planejada [cGy]	ΔD [%]
I1: Multialvo	4,0 cm superior	200	115,1	118,1	-1,56
	4,0 cm inferior		65,4	65,6	-0,14
I2: Próstata	2,5 cm posterior	180	153,9	157,7	-2,19
I3: Cabeça e Pescoço	4,0 cm posterior	200	106,0	107,6	-0,86
I4: C-Shape (Easy)	Isocentro	200	31,3	38,6	-3,69
I5: C-Shape (Hard)	Isocentro	200	30,6	36,2	-2,81
Média [%]					-1,87
σ [%]					1,30
CL = Média + 1.96 σ [%]					4,41

Fonte: A autora (2021)

Medidas com câmara de ionização CC01 da IBA. Região de altas doses

A Tabela 18 apresenta os valores de dose prescrita, planejada e medida para os cinco casos testes planejados com VMAT, assim como as diferenças relativas de dose (ΔD) avaliadas com a câmara de ionização CC01 da IBA, com sua média, o desvio padrão e o limite de confiança para a região de alta dose.

Na medição com a câmara de ionização IBA CC01, a média das diferenças de dose para os diferentes casos testes planejados foi de 0,47 % \pm 1,17 %, e o limite de confiança correspondente (média + 1,96 σ) foi de 2,77 %. Na região de alta dose não foram observadas variações de dose em mais de 2,0 %.

Tabela 18 - Desvio da dose medida no PTV com câmara de ionização IBA CC01 na região de alta dose, com limite de confiança associado

Região de alta dose_CI-CC01					
Teste	Localização (Pontos)	Dose Prescrita [cGy]	Dose Medida [cGy]	Dose Planejada [cGy]	ΔD [%]
I1: Multialvo	Isocentro	200	211,5	209,3	1,09
I2: Próstata	Isocentro	180	187,8	187,5	0,18
I3: Cabeça e Pescoço	Isocentro	200	208,8	211,0	-1,11
I4: C-Shape (Easy)	2,5 cm anterior	200	215,1	211,0	2,03
I5: C-Shape (Hard)	2,5 cm anterior	200	222,2	221,9	0,17
Média [%]					0,47
σ [%]					1,17
CL = Média + 1.96 σ [%]					2,77

Fonte: A autora (2021)

Medidas com câmara de ionização CC01 da IBA. Região de baixa doses

A Tabela 19 apresenta as diferenças relativas de dose (ΔD) avaliadas utilizando a câmara de ionização CC01 da IBA, assim como sua média, desvio padrão e o limite de confiança na região de baixas doses, para cada caso planejado.

Pode-se observar que a média das diferenças de dose dos diferentes casos planejados foi de 0,23 % \pm 0,68 %, e o limite de confiança correspondente (média + 1,96 σ) foi de 1,57 %.

Tabela 19 - Desvio da dose medida no PTV com câmara de ionização IBA CC01, na região de baixa dose, com limite de confiança associado

Região de baixa dose_CI-CC01					
Teste	Localização (Pontos)	Dose Prescrita [cGy]	Dose Medida [cGy]	Dose Planejada [cGy]	ΔD [%]
I1: Multialvo	4 cm superior	200	119,6	118,1	0,76
	4 cm inferior		66,1	65,6	0,27
I2: Próstata	2.5 cm posterior	180	156,7	157,7	-0,56
I3: Cabeça e Pescoço	4.0 cm posterior	200	106,3	107,6	-0,64
I4: C-Shape (Easy)	Isocentro	200	39,7	38,6	0,53
I5: C-Shape (Hard)	Isocentro	200	38,2	36,2	1,00
Média [%]					0,23
σ [%]					0,68
CL = Média + 1.96 σ [%]					1,57

Fonte: A autora (2021)

Comparando o presente trabalho com a literatura, se podem encontrar varios estudos que obtiveram resultados semelhante de limites de confiança para medições de dose na região de altas doses. Wen et. al. (2014) conduziu um estudo para comissionar uma máquina TrueBeam usando o TG-119, obtiveram limites de confiança de $3,0 \% \pm 0,7 \%$ e $2,9 \% \pm 1,1 \%$ para planos de IMRT e planos em arcos dinâmicos, respectivamente. Outros estudos foram os de Sharma et al., (2017) que obtiveram um limite de confiança de $4,1 \%$ e o de Zeppellini and Furnari (2013) mostraram um limite de confiança de $4,95 \%$. Neste estudo foram alcançados valores de limites de confiança de $2,89 \%$ para medidas com dosímetros de BeO e de $2,77 \%$ para medidas com câmara de ionização, correspondendo aos valores reportados na literatura. Já quando comparamos os resultados obtidos para a região de baixas doses do presente trabalho com os mesmos trabalhos citados anteriormente, temos que Wen et al., (2014) observaram uma diferença de dose (ΔD) de $0,1 \% \pm 1,4 \%$ para o plano IMRT e $0,8 \% \pm 1,1 \%$ para o plano de arco dinâmico e seus limites de confiança correspondentes foram $2,9 \%$ e $2,7 \%$, respectivamente. Sharma et al., (2017) mostraram um limite de confiança de $4,5 \%$, assim como Zeppellini and Furnari., (2013) mostraram um limite de confiança de $4,05 \%$. Neste estudo foram alcançados valores de limites de confiança de $4,41 \%$ para medidas com dosímetros de BeO e de $1,57 \%$ para medidas com câmara de ionização, correspondendo aos valores reportados na literatura. É importante ressaltar que os estudos mencionados, foram realizados medindo a dose com câmaras de ionização.

Na Tabela 20, se mostram os resultados obtidos pelas dez instituições que participaram do protocolo TG-119, medindo com câmara de ionização, (média, desvio padrão (σ), limite de confiança (CL), valores em cGy e total de medidas realizadas), na coluna Geral, se encontra a média dos resultados das dez instituições, assim como os resultados obtidos pelo presente trabalho com as medidas dos dosímetros de BeO e a câmara de ionização CC01 nos pontos de alta dose (PTV).

Tabela 20 - Comparação dos resultados obtidos no presente trabalho com os resultados das instituições participantes do protocolo TG-119, na região de alta dose

	Instituições										Presente Trabalho		
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	Geral	BeO	CI-CC01
Média	0,004	0,012	0,006	-0,01	0,017	0,002	0,001	0,014	0,009	0,008	0,002	0,012	0,005
σ	0,023	0,021	0,011	0,004	0,014	0,012	0,044	0,004	0,030	0,019	0,022	0,008	0,012
CL	0,049	0,053	0,028	0,015	0,044	0,026	0,098	0,022	0,068	0,044	0,045	0,028	0,028
Medidas	4	6	5	6	5	3	5	6	6	5		5	5

Fonte: A autora (2021)

Como se pode observar quatro instituições obtiveram valores de limites de confiança maiores que a média reportada pelas dez instituições, já no presente trabalho foram obtidos valores menores que seis das dez instituições e está dentro do valor de referência de 0,045 (4,5 %), para a região de alta dose reportado pelo protocolo TG-119.

Na Tabela 21, se mostram os resultados obtidos pelas dez instituições que participaram do protocolo TG-119, medindo com câmara de ionização, (média, desvio padrão (σ), limite de confiança (CL), valores em cGy e total de medidas realizadas), na coluna Geral, se encontra a média dos resultados das dez instituições, assim como os resultados obtidos pelo presente trabalho com as medidas dos dosímetros de BeO e a câmara de ionização CC01 nos pontos de baixa dose (OARs).

Tabela 21 - Comparação dos resultados obtidos no presente trabalho com os resultados das instituições participantes do protocolo TG-119, na região de baixa dose

	Instituições										Presente Trabalho		
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	Geral	BeO	CI-CC01
Média	-0,006	-0,01	0,006	-0,01	-0,005	n/a	-0,005	-0,008	-0,008	0,045	0,003	0,018	0,002
σ	0,007	0,018	0,034	0,006	0,013	n/a	0,005	0,024	0,014	0,021	0,022	0,013	0,007
CL	0,020	0,045	0,072	0,024	0,030	n/a	0,014	0,056	0,036	0,086	0,047	0,044	0,016
Medidas	5	5	5	5	5	1	5	5	5	4		5	5

Fonte: A autora (2021)

Como se pode observar três instituições obtiveram valores de limites de confiança maiores que a média reportada pelas nove instituições que reportaram resultados, já no presente trabalho foram obtidos valores menores que quatro das nove instituições quando foi medido com dosímetros de BeO e menores que oito instituições quando foi medido com a câmara de ionização CC01 da IBA, resultados que se encontram dentro do valor de referência de 0,47 (4,7 %), para a região de baixa dose reportado pelo protocolo TG-119.

5 CONCLUSÃO

Foram realizados testes preliminares do comportamento dos dosímetros de BeO e do objeto simulador desenhado, os quais apresentaram resultados satisfatórios e se conseguiu proceder com a implementação do protocolo TG-119 utilizando os dosímetros de BeO.

Todos os casos testes planejados atenderam aos objetivos propostos do protocolo TG-119 da AAPM, com a exceção do teste I5:C-Shape (Hard), onde a restrição de dose para o 10 % do volume da medula não foi cumprida, apesar de que o resultado obtido foi 4 % menor que a dose média do TG-119, sendo este resultado comum entre outros autores, já que este caso teste tem objetivos muitos difíceis de alcançar.

Para as medidas de doses absolutas utilizando dosímetros de BeO na região de alta dose, a média das diferenças de dose foi de $-1,31 \% \pm 0,80 \%$, e o limite de confiança correspondente foi de 2,89 %, já para as medidas utilizando a câmara de ionização CC01 da IBA, a média das diferenças de dose foi de $0,47 \% \pm 1,17 \%$, e o limite de confiança correspondente foi de 2,77 %. Estes resultados mostram que os limites de confiança encontrados com os dosímetros de BeO e a câmara de ionização CC01, estão dentro do limite de confiança de 4,5 % apresentado no protocolo TG-119, para medidas com câmara de ionização em região de alta dose.

Para as medidas de doses absolutas utilizando dosímetros de BeO na região de baixa dose, a média das diferenças de dose foi de $-1,87 \% \pm 1,30 \%$, e o limite de confiança correspondente foi de 4,41 %, já para as medidas utilizando a câmara de ionização CC01 da IBA, a média das diferenças de dose foi de $0,23 \% \pm 0,68 \%$, e o limite de confiança correspondente foi de 1,57 %. Estes resultados mostram que os limites de confiança encontrados com os dosímetros de BeO e a câmara de ionização CC01 da IBA, estão dentro do limite de confiança 4,7% apresentado no protocolo TG-119, para medidas com câmara de ionização em região de baixa dose.

A proposta deste estudo, que foi implementar o protocolo TG-119 utilizando dosímetros de BeO, para avaliar a precisão do processo de administração da dose de um acelerador linear, quando utilizado a técnica VMAT, foi cumprida.

Com a utilização dos dosímetros de BeO na implementação do protocolo TG-119, foram encontrados que os limites de confiança tanto para medidas pontuais em regiões de alta dose, como de baixa dose, ficaram abaixo dos limites de confiança de referência apresentados no protocolo TG-119, pode-se considerar que a implementação foi correta e o sistema dosimétrico com base em dosímetros de BeO pode ser utilizado em auditorias e intercomparações, nas clínicas que realizam tratamentos com a técnica VMAT.

Para a realização de uma auditoria e intercomparação utilizando o Kit-OSL foi escrito um Procedimento Normalizado de Operação (PNO), que contém tudo o processo de realização de imagem, planejamento e administração dos casos teste propostos por o TG-119, assim como um questionário sobre a experiência de utilizar o Kit-OSL.

REFERÊNCIAS

AAPM. Report No. 067. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. **Medical Physics**, v. 26, p. 1847-1870, 1999.

AGUIRRE J., ÀLVAREZ P., FOLLOWILL D., et al. SU-FF-T-30C Optically Stimulated Light Dosimetry: Commissioning of an optically stimulated luminescence (OSL) system for remote dosimetry audits, the Radiological Physics Center experience. **Medical Physics**, v. 36, n. 6, p. 2591–2592, 2009.

ALFONSO, R., ANDREO, P., CAPOTE, R., et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. **Medical Physics**, v. 35, n. 11, p. 5179-5186, 2008.

ALMEIDA, C. E. Bases Físicas de um Programa da Garantia da Qualidade em IMRT. **Rio de Janeiro, CEBIO/UERJ**, 2012.

ANDREO P., BURNS D.T., HOHLFELD K., et al. 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. **IAEA**, 2000.

ANDREO P, BENMAKHLLOUF H. Improved reference and relative dosimetry of small radiation therapy photon beams. Report Number: 26, **Swedish Radiation Safety Authority**, 2014.

ARAKI F., IKEGAMI T., ISHIDOYA T., and KUBO H.D. Measurement of Gama-Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass rod dosimeter and a diode detector. **Medical Physics**, v. 30, n. 8, p. 1976–1981, 2003.

ARAKI F., MORIBE N., SHIMONOBOUTA T., and YAMASHITA Y. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass rod detector in high - energy photon beams from a linear accelerator and Cyber-Knife. **Medical Physics**, v. 31, n. 7, p. 1980–1986, 2004.

ARAKI F., ISHIDOYA T., IKEGAMI T., et al Y. Application of a radiophotoluminescence glass plate dosimeter for small field dosimetry. **Medical Physics**, v. 36, n. 2, p. 1548–1554, 2005.

ARNO J. M and JOHN C. R. Intensity modulated radiation therapy: A clinical perspective. **London: Hamilton London BC Decker Inc**, 2005.

ASKOXYLAKIS V., JENSEN A., HÄFNER M., et al. Simultaneous integrated boost for adjuvant treatment of breast cancer- intensity modulated vs. conventional radiotherapy: The IMRT-MC2 trial. **BMC Cancer**, v. 11, n. 249, p. 1471-2407, 2011.

ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, **John Wiley & Sons, New York**, 1986.

ATTIX F.H. Introduction to radiological physics and protection dosimetry. **Wiley-VCH**, 2004.

BABIC S., BATTISTA J., and JORDAN K. Three-dimensional dose verification for intensity-modulated radiation therapy in the Radiological Physics Centre: head - and - neck phantom using optical computed tomography scans offerrous xylenol - orange gel dosimeters. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 70, n. 4, p. 1281–1291, 2008.

BALOG J., HOLMES T., AND VADEN R. A helical tomotherapy dynamic quality assurance. **Medical Physics**, 33(10): 3939–3950, 2006.

BANCI B. F., COMPAGNUCCI A., MARAZZO L., et al. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. **Medical Physics**, v. 34, n. 4, p. 1372–1379, 2007.

BENMAKHLOUF H., SempaU 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. 041711-1 - 041711-12, 2014.

BENMAKHLOUF H., JOHANSSON J., PADDICK I and ANDREO P. Monte Carlo calculated and experimentally determined output correction factors for small field detectors in Leksell Gama Knife Perfexion beams. **Physics in Medicine & Biology**. v. 60, p.3959 - 3973, 2015.

BHATNAGAR J.P., NOVOTNY J.Jr., QUADER M.A., et al. Unintended attenuation in the Leksell Gama Knife Perfexion™ calibration- phantom adaptor and its effect on dose calibration. **Medical Physics**, v. 36, n. 4, p. 1208–1211, 2009.

BJÄRNGARD B.E., KASE K.R, RUDÉN B.I., et al. Postal intercomparison of absorbed dose for high energy x rays with thermoluminescence dosimeters. **Medical Physics**, v. 7, n. 5, p. 560–565, 1980.

BJÄRNGARD B.E., TSAI J.S., and RICE R.K. Doses on the central axes of narrow 6-MV x-ray beams. **Medical Physics**, v. 17, n. 5, p. 794–799, 1990.

BOAG, J.W., CURRANT, J., Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation, **Br. J. Radiol.** v. 53, p. 471–478, 1980.

BOHSUNG J., GUILLIS S., ARRANS R., et al. IMRT treatment planning a comparative inter - system and inter - center planning exercise of the QUASIMODO group. **Radiotherapy and Oncology**, v. 76, n. 3, p. 354–361, 2005.

BOTTER-JENSEN, L.; SOLONGO, S.; MURRAY, A., et al. Using the OSL single-aliquot regenerative-dose protocol with quartz extract from building materials in retrospective dosimetry. **Radiation Measurement**, v. 32, p. 841-845, 2000.

BOTTER-JENSEN, L.; McKEEVER, S. W. S.; WINTLE, A. G. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*. **Amsterdam: Elsevier Science**, 2003.

BOUCHARD H., LACROIX F., BEAUDIN G., et al. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. **Medical Physics**, v. 36, n. 6, p. 1931–1946, 2009.

BOYER A., BUTLER E., DIPETRILLO T., et al. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. **International Journal of Radiation Oncology. Biology. Physics**, v. 51, n. 4, p. 880–914, 2001.

BRIDIER A., NYSTROM H., FERREIRA I., GOMOLA I., AND HUYKENS D. A comparative description of three multipurpose phantoms (MPP) for external audits of photon beams in radiotherapy: the water MPP, the Umea MPP and the EC MPP. **Radiotherapy and Oncology**, 55(3): 285–293, 2000.

BUBE R H. Photoconductivity of solids. **New York: Wiley**, 1960.

BUDGELL G., BERRESFORD J., TRAINER M., et al. A national dosimetric audit of IMRT. **Radiotherapy and Oncology**, v. 99, n. 2, p. 246–252, 2011.

BULUR E and GÖKSU H. Y. Osl from beo ceramics: new observations from an old material. **Radiation Measurements**. v. 29, n. 6, p. 639-650, 1998.

CADMAN P., BASSALOW N., SIDHU N.P., et al. A. Dosimetric considerations for validation of sequential IMRT process with a commercial treatment planning system. **Physics in Medicine and Biology**, 47(16): 3001–3010, 2002.

CHANG, S.X, CULLIP, T.J, DESCHESNE, K.M., Intensity modulation delivery techniques: "Step & shoot" MLC e autosequence versus the use of a modulator. **Medical Physics**., v. 27, pp. 948-959, 2000.

CHANG S, et al. Compensators: An alternative IMRT delivery technique. **Applied Clinical Medical Physics**., v. 5, n. 3, p. 15-34, 2004.

CHEN F., GRAEFF C. F.O., and BAFFA O. K - band EPR dosimetry: small -field beam profile determination with miniature alanine dosimeter. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 62, n. 2, p. 267–271, 2005.

CHEN ABREGO F., GUZMÁN CALCINA C. S., DE ALMEIDA A., DE ALMEIDA C.E., and BAFFA O. Relative output factor and beam profile measurement of small radiation fields with an L - alanine / K - Band EPR minidosimeter. **Medical Physics**, v. 34, n. 5, p. 1573–1581, 2007.

CHIU TSAO S.T. and CHAN M.F. Photon beam dosimetry in the superficial buildup region using radiochromic EBT film stack. **Medical Physics**, v. 36, n. 6, p. 2074–2083, 2009.

CLIVIO, A. et al. Volumetric-modulated arc radiotherapy for carcinomas of the anal canal. **Radiotherapy and Oncology**, v. 92, p. 118–124, 2009.

COSCIA G., VACCARA E., CORVISIERO R., Method to evaluate geometric and dosimetric uncertainties using radiochromic films. **Medical Physics**, v. 36, n. 7, p. 2870–2880, 2009.

CRANMER SARGISON G., WISSON S., EVANS J.A., et al. Implementing a newly proposed Monte Carlo based small field dosimetry formalism for a comprehensive set of diode detectors. **Medical Physics**, v. 38, n. 12, p. 6592–6602, 2011a.

CRANMER SARGISON G., WISSON S., et al. Experimental small field 6 MV output ratio analysis for various diode detector and accelerator combinations. **Radiotherapy and Oncology**, v. 100, n. 3, p. 429–453, 2011b.

CROP F., REYNAER N., PITTMOVILS G., PAENLICK L., et al. The influence of small field sizes, penumbra, spot size and measurements depth on perturbation factors for microionization chambers. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 9, p. 2951–2969, 2009.

DAS I.J., DING G.X., and AHNESJÖ A. Small fields: Non equilibrium radiation dosimetry. **Medical Physics**, v. 35, n. 1, p. 206–215, 2008.

DE OST B., SCHAEKEN B., VYNCKIER S., et al. Reference dosimetry for helical tomotherapy: Practical implementation and multicenter validation. **Medical Physics**, v. 38, n. 11, p. 6020–6026, 2011.

DERREUMAUX, S., BOISSERIE, G., BRUNET, G., BUCHHEIT, I., SARRAZIN, T., “Concerns in France about the dose delivered to the patients in stereotactic radiation therapy”, Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS). **Proc. International Symposium, Vienna, 2010, IAEA, Vienna**, v. 1, p. 273-286, 2011.

DEVIC S., TOMIC N., SOARES C.G., and PODGORSK E. B. Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system. **Medical Physics**, v. 36, n. 2, p. 429–437, 2009.

DIETRICH S. and SHEROUSE G.W. Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurements of stereotactic radiosurgery cone factors. **Medical Physics**, v. 38, n. 7, p. 4166–4173, 2011.

DING G.X., DUGGAN D.M., and COFFEY C. W. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. **Physics in Medicine and Biology**, v. 51, n. 10, p. 2549–2566, 2006.

DUGGAN D.M. AND COFFEY C.W. Use of a micro-ionization chamber and an anthropomorphic head phantom in a quality assurance program for stereotactic radiosurgery. **Medical Physics**, 23(4): 513–516, 1999.

EISENLOHR H.H. and JAYARAMAN S. IAEA-WHO cobalt-60 teletherapy dosimetry service using mailed LiF dosimeters. A survey of results obtained during 1970-75. **Physics in Medicine and Biology**, v. 22, n. 1, p. 18–28, 1977.

EZZELL G. A., GALVIN J. M., LOW D., PALTA J. R., et al. AAPM REPORT: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the

IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. **Medical Physics**, v. 30, p. 2089–2115, 2003.

EZZELL G. A., BURMEISTER J. W., DOGA, N., et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. **Medical Physics**, v. 36(11), p. 5359–5373, 2009.

FERREIRA I.H., DUTREIX A., BRIDIER A., et al. The ESTRO-QUALITY assurance network (EQUAL). **Radiotherapy and Oncology**, v. 55, n. 3, p. 273–284, 2000.

FRANCESCON P., CORA S., CAVEDON C., et al. Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD 800 microcubes in the dosimetry of small beams. **Medical Physics**, v. 25, n. 4, p. 503–511, 1998.

FRANCESCON P., CORA S., and CAVEDON C. Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. **Medical Physics**, v. 35, n. 2, p. 504–512, 2008.

FRANCESCON, P., CORA, S., and SATARIANO, N. Calculation of $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}/f_{msr}}$ for several small detectors and two linear accelerators using Monte Carlo simulations. **Medical Physics**, v. 38, n. 12, p. 6513–6527, 2011.

FOLLOWILL D.S., RADFORD EVANS D. A., CHERRY C., et al. Design, development and implementation of the Radiological Physics Center pelvis and thorax anthropomorphic quality assurance phantoms. **Medical Physics**, 34(6): 2070–2076, 2007.

FURETTA, Claudio. **Handbook of thermoluminescence**. World Scientific Pub., 2003.

GAGLIARDI F.M., ROXBY K.J., ENGSTRÖM P.E., and CROSBIE J.C. Intra-cavitary dosimetry for IMRT head and neck treatment using thermoluminescent dosimeters in a naso-esophageal tube. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 12, p. 3649–3657, 2009.

GALAL M.M., KEOGH S., and KHALIL S. Dosimetric and mechanical characteristics of a commercial dynamic μ MLC used in SRS. **Medical Physics**, v. 38, n. 7, p. 4225–4231, 2011.

GARCÍA GARDUÑO O.A., LÁRRAGA-GUTIÉRREZ J.M., RODRÍGUEZ-VILLAFUERTE M., et al. Small photon measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. **Radiotherapy and Oncology**, v. 96, n. 2, p. 250–253, 2010.

GERSHKEVITSH E., SCHMIDT R., VELEZ G., et al. Dosimetric verification of radiotherapy planning systems: Results of IAEA pilot study. **Radiotherapy and Oncology**, v. 89, n. 3, p. 338–346, 2009.

GILLIS S., DE WAGTER C., BOHSUNG J., et al. An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: Results of the ESTRO quasimodo project. **Radiotherapy and Oncology**, v. 76, n. 3, p. 340–353, 2005.

GLADSTONE D.J., LI S., JARVIS L.A., and HARTFORD A.C. Case report of a nearmedical event in stereotactic radiotherapy due to improper units of measure from a treatment planning system. **Medical Physics**, v. 38, n. 7, p. 4108–4111, 2011.

GUSTAFSSON A, LIND BK, SVENSSON R, et al. Simultaneous optimization of dynamic multileaf collimation and scanning patterns or compensation filters using a generalized pencil beam algorithm. **Medical Physics**; 22:1141–1156, 1995.

GUSTAFSSON H., VIAL P., KUNCIC Z., et al. Direct dose to water dosimetry for pre-treatment IMRT verification using a modified EPID. **Medical Physics**, v. 38, n. 11, p. 6257–6264, 2011.

GUZMÁN CALCINA C. S., DE OLIVIERA L.N., DE ALMEIDA C.E., and DE ALMEIDA A. Dosimetric parameters for small field sizes using Fricke xylene gel, thermoluminescence and film dosimeters and an ionization chamber. **Physics in Medicine and Biology**, v. 52, n. 5, p. 1431–1439, 2007.

HARDCASTLE N., BSAVATIA A., BAYLISS A., and TOME W.A. High dose per fraction dosimetry of small fields with grafchromic EBT2 film. **Medical Physics**, v. 38, n. 7, p. 4081–4085, 2011.

HARRISON K.M., EBERT M.A., KRON T., et al. Design, manufacture, and evaluation of an anthropomorphic pelvic phantom purpose - built for radiotherapy dosimetric intercomparison. **Medical Physics**, v. 38, n. 10, p. 5330–5337, 2011.

HENDEE W.R. and HERMAN M.G. Improving patient safety in radiation oncology. **Medical Physics**, v. 38, n. 1, p. 78–82, 2011.

HEYDARIAN M. and HOBANT P.W. and BEDDOE A.H. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. **Physics in Medicine and Biology**, v. 41, n. 1, p. 93–110, 1996.

HOBAN P.W., HEYDARIAN M., BECKHAM W.A., and BEDDOE A.H. Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam. **Physics in Medicine and Biology**, v. 39, n. 8, p. 1219–1229, 1994.

HÖRNER-RIEBER J., FORSTER T, HOMMERTGEN A., et al. Intensity-modulated radiotherapy (IMRT) with simultaneously integrated boost shortens treatment time and is non-inferior to conventional radiotherapy followed by sequential boost in adjuvant breast cancer treatment: results of a large randomized phase III trial (IMRT-MC2 trial). **International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics**, v. 109, n. 5, p. 1311-1324, 2021.

HOURLAKIS C.J. and BOZIARI A. Dosimetry quality audit of high energy photon beams in greek radiotherapy centers. **Radiotherapy and Oncology**, v. 87, n. 1, p. 132–141, 2008.

IAEA. Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO). Comprehensive audits of Radiotherapy practices: a tool for quality improvement. **International Atomic Energy Agency**, 2007.

IAEA. Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy. **IAEA TECDOC 1588**, Vienna, 2008.

IAEA. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: an IAEA-AAPM. International Code of Practice for reference and relative dose determination. **IAEA Technical Report Series, 483**. Vienna, 2017.

IBBOTT GS, FOLLOWILL DS, MOLINEU HA, et al. Challenges in credentialing institutions and participants in advanced technology multi-institutional clinical trials. **International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics**, v. 71, p. S71–S75, 2008.

ICRU Report 44: Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Technical report, **International Commission on Radiation Units and Measurements**, 1989.

ICRU Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. Technical report, **International Commission on Radiation Units and Measurements**, 1993.

ICRU Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). **International Commission on Radiation Units and Measurements**, 2010.

ICRU Report 85 Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. Technical report, **International Commission on Radiation Units and Measurements**, 2011.

ICRU. Report 62. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Technical Report, **International Commission on Radiation Units and Measurements**, 1999.

ICRU Report 64 Dosimetry of High - Energy Photon Beams Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical report, **International Commission on Radiation Units and Measurements**, 2001.

INCA. Estimativa/2020. Incidência de cancer no Brasil, 9 de maio de 2021. Página inicial > apresentação > introdução. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/estimativa/introducao>. Acesso em: 9 de maio. de 2021.

INCA. Instituto Nacional de câncer: O que causa o câncer? 11 de fev. de 2021. Página inicial. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/causas-e-prevencao/o-que-caoa-cancer>. Acesso em 11 de fev. de 2021.

INCA. Informe 2012: Control de Calidad en Radioterapia y Mamografía. Rio de Janeiro, RJ., **INCA**, 2013.

INCA/MS. Banco de dados SQRI/PQRT Instituto Nacional de Câncer, **INCA/MS**, 2021.

IORI M., CAGNI E., PAIUSCO M., MUNRO P., and NAHUM A.E. Dosimetric verification of IMAT delivery with conventional EPID system and a commercial portal dose image prediction tool. **Medical Physics**, v. 37, n.1, p. 377–390, 2010.

ISHIKURA, S. Quality assurance of radiotherapy in cancer treatment: toward improvement of patient safety and quality of care. **Japanese Journal of Clinical Oncology**, v.38, n. 11, p. 723–729. 2008.

IZEWSKA J. and ANDREO P. The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals. **Radiotherapy and Oncology**, v. 54, n. 1, p. 65–72, 2000.

IZEWSKA J., ANDREO P., VATNITSKY S., and SHORTT K.R. The IAEA/WHO TLD postal dose quality audits for radiotherapy: a perspective of dosimetry practices at hospitals in developing countries. **Radiotherapy and Oncology**, v. 69, n. 1, p. 91–97, 2003.

IZEWSKA J., GEORG D., BERA P., et al. A methodology for TLD postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams in non reference conditions. **Radiotherapy and Oncology**, v. 84, n.1, p. 67–74, 2007.

JIANG SB, AYYANGAR KM. On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. **Medical Physics**. v. 25, p. 668–675, 1998.

JU S.G., HAN Y., KUM O., et al. Comparison of film dosimetry techniques used for quality assurance of intensity modulated radiation therapy. **Medical Physics**, v. 37, n. 6, p. 2925–2933, 2010.

KERNS J.R., KRY S.F., SAHOO N., FOLLOWILL D.S., and IBBOT G.S. Angular dependence of the nanodot OSL dosimeter. **Medical Physics**, v. 38, n. 7, p. 3955–3962, 2011.

KIRBY T.H., HANSON W.F., GASTORF R.J., et al. Mailable TLD system for photon and electron therapy beams. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 12, n. 2, p. 261–265, 1986.

KRUG D., KÖDER CH., HÄFNER M., et al. Acute toxicity of normofractionated intensity modulated radiotherapy with simultaneous integrated boost compared to three-dimensional conformal radiotherapy with sequential boost in the adjuvant treatment of breast cancer. **Radiation Oncology**, v. 15, n. 235, 2020.

KURJEWICZ L. and BERNDT A. Measurement of Gama Knife helmet factors using MOSFETs. **Medical Physics**, v. 34, n. 3, p. 1007–1012, 2007.

LAUB W.U. and WONG T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. **Medical Physics**, v. 30, n. 3, p. 341–347, 2003.

LEE H.R., PANKUCH M. AND CHU J.C., and SPOKAS J.J. Evaluation and characterization of parallel microchamber's functionalities in small beam dosimetry. **Medical Physics**, v 29, n. 11, p. 2498–2496, 2002.

LING CC, BURMAN C, CHUI CS, et al. Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, v.35 p. 721–730, 1996.

LISBONA, A., FRANCOIS, P., & TOMSEJ, M. Quality assurance in radiotherapy. **BullCancer**, v. 97, n. 7, p. 867-872, 2010.

LOW D. A., Mutic S. Abutment region dosimetry for sequential arc IMRT delivery. **Medical Physics Biol**, v. 42, p. 1465–1470, 1997.

LOW D. A., GERBER L., MUTIC S., AND PURDY J.A. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 40, n. 5, p. 1231–1235, 1998^a.

LOW D.A., MORAN J.M., DEMPSEY J.F., et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT. Report Task Group 120, AAPM. **Medical Physics**, v. 38, n. 3, p. 1313–1338, 2011.

MACK A., SCHEIB S.G., MAJOR J., et al. Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery - Determination of Gama Knife output factors. **Medical Physics**, v. 29, n. 9, p. 2080–2089, 2002.

MCDONALD D., YOUNT C., KOCH N., et al. Calibration of the Gama Knife Perfection using TG-21 and the solid water Leksell dosimetry phantom. **Medical Physics**, v.38, n.3, p. 1685–1693, 2011.

MACKIE TR, HOLMES T, SWERDLOFF S, et al. Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. **Medical Physics**, v. 20, p. 1709–1719. 1993

MANOLOPOULOS S., WODNECKI C., HUGTENBURG R., et al. Small field measurements with a novel silicon position sensitive diode array. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 3, p. 485–495, 2009.

MALTHEZ, ANNA LUIZA METIDIARI CRUZ. Desenvolvimento e caracterização de dosímetros para monitoração individual de trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação combinando as técnicas de termoluminescência (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL). **Teses doutorado**. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. Campinas, SP, 2015.

McDONALD D., YOUNT C., KOCH N., ASHENAFI M., PENG J., and VANEK K. Calibration of the Gama Knife Perfection using TG-21 and the solid water Leksell dosimetry phantom. **Medical Physics**, v. 38, n. 3, p. 1685–1693, 2011.

MCKEEVER S. W. S. **Thermoluminescence of solids**. Cambridge University Press, 1988.

MCKEEVER S W S, AKSELROD M S, COLYOTT L E, AGERSNAP LARSEN N, POLF J C AND WHITLEY V H. Characterisation of Al₂O₃ for use in thermally and optically stimulated luminescence dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim**, v. 84, p. 163–8, 1999.

MCKEEVER S W S, AKSELROD M S AND MARKEY B G. Pulsed optically stimulated luminescence dosimetry using α -Al₂O₃:C. **Radiat. Prot. Dosim.**, 65 267–72, 1996.

McKERRACHER C. and THWIATES D.I. Head scatter factors for small MV photon fields. Part II: The effects of source size and detector. **Radiotherapy and Oncology**, v. 85, n. 2, p. 286–291, 2007.

McCURDY B.M.C. and GREER P.B. Dosimetric properties of an amorphous silicon EPID used in continuous acquisition mode for application to dynamic and arc IMRT. **Medical Physics**, v. 36, n. 7, p. 3028–3039, 2009.

McLIVEN A.L., MULLIGAN M., KRON T., and BATTISTA J.J. The response of prototype plane - parallel ionization chambers in small megavoltage x – ray fields. **Medical Physics**, v. 33, n. 11, p. 3997–4004, 2006.

MIJNHEER B.J., BATTERMANN J.J., and WAMBERSIE A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? **Radiotherapy and Oncology**, v. 8, n. 3, p. 237–252, 1989.

MITCH G. M, DEWERD L. A, MINNITI R, AND WILLIAMSON J. F., “Treatment of uncertainties in radiation dosimetry,” in *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*, Medical Physics Monograph No. 34, edited by D. W. O. Rogers and J. E. Cygler. **Medical Physics Publishing**, Wisconsin, p. 724–757, 2009.

MIZUNO H., KANAI T., KUSANO Y., et al. Feasibility study of glass dosimeter postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams. **Radiotherapy and Oncology**, v. 86, n. 2, p. 258–263, 2008.

MOLINEU A., FOLLOWILL D.S., BALTER P.A., et al. Design and implementation of anthropomorphic quality assurance phantom for Intensity - Modulation Radiation Therapy for the Radiation Oncology Group. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 63, n. 2, p. 577–583, 2005.

MOLINEU A, HERNANDEZ N, NGUYEN T, et al. Credentialing results from IMRT irradiations of an anthropomorphic head and neck phantom. **Medical Physics**, v. 40, p. 5330 – 5337, 2013.

MURPHY M. J. Tracking moving organs in real time. **Seminars in Radiation Oncology**, v. 14, p. 91-100, 2004.

MYNAMPATI DK, YAPAYPALVI R, KUO HC, MAH D. Application of AAPM TG 119 to volumetric arc therapy (VMAT). **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 13, n. 5, p. 108-116, PMID: 22955639, 2012.

NOVOTNY J. JR., BHATNAGAR J.P., and QUADER M.A. BEDNARZ G. Measurement of relative output factors for the 8 mm and 4 mm collimators of Leksell GammaPerfection by film dosimetry. **Medical Physics**, v. 36, n. 5, p. 1768–1774, 2009.

OTTO K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. **Medical Physics**, v. 35, n. 1, p. 310-317, 2008.

PALIWAL B., TOME W., RICHARDSON S., AND MAKIE T.R. A spiral phantom for IMRT and tomotherapy treatment delivery verification. **Medical Physics**, v. 27, n. 11, p. 2503–2507, 2000.

PALLOTTA S., MARRAZZO L., AND BUCCIOLINI M. Design and implementation of water phantom for IMRT, arc therapy and tomotherapy dose distribution measurements. **Medical Physics**, v. 34, n. 10, p. 3724–3731, 2007.

PALMA, D. et al. Volumetric modulated arc therapy (vmat) for delivery of prostate radiotherapy: reduction in treatment time and monitor unit requirements compared to intensity modulated radiotherapy. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 72, n. 1, p. S312–S312, 2008.

PALMA, D. A. et al. New developments in arc radiation therapy, a review. **Cancer Treatment Reviews**, v. 36, p. 393–399, 2010.

PALMANS, H., “Small and composite field dosimetry: The problems and recent progress”, Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS). **Proc. International Symposium, Vienna, 2010**, IAEA, Vienna.v. 1, p. 161-180, 2011.

PALMANS, H., ALFONSO, R., ANDREO, P., et al. The upcoming international code of practice for small static photon field dosimetry. **Medical Physics**, v. 39, n. 7 part 3, p. 4633, 2012.

PALTA J, KIM S, LI J, and LIU C. In Intensity-Modulated Radiation Therapy. **Medical Physics**, p. 593–612, 2003.

PAPPAS E., MARIS T.G., PAPADAKIS A., ZACHAROPOULOU F., et al., N. Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams. **Medical Physics**, v. 33, n. 10, p. 3700–3710, 2006.

PAPPAS E., MARIS T.G., ZACHAROPOULOU F., et al., Small SRS photon field profile dosimetry performed using a pinpoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicon-diode array (DOSI) and polymer gel dosimetry. Analysis and intercomparison. **Medical Physics**, v. 35, n. 10, p. 4640–4648, 2008.

PAPACONTA DOPOULOS, P., On the Detector Response and the Reconstruction of the Source Intensity Distribution in Small Photon Fields, **PhD Thesis**, McGill Univ. 2016.

PARSONS D, DING CH, TIRPAK L at el. Characterization and validation of SRS MapCheck for patient specific QA on CyberKnife M6. **AAPM 2019**. San Antonio, TX, 2019.

PERICHON N., GARCÍA T., FRANCOIS P., LOURENSAO V., LESVEN C., and BORDY J.M. Calibration of helical tomotherapy machine using EPR / alanine dosimetry. **Medical Physics**, v. 38, n. 3, p. 1168–1177, 2011.

PETASECCA M, ALHUJAILI S, ALDOSARI A.H et al. Angular independent silicon detector for dosimetry in external beam radiotherapy. **Medical Physics**. v. 42, n. 8, p. 4708-4718. 2015.

PODGORSAK, E.B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. **IAEA**. Vienna, 2005.

PODGORSAK, E.B. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students – 6.9 Slide 2, Slide 6 and Slide 7, 6.6.4 Slide 2, 2006. Disponível em: http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/Chapter_06_Photon_beams.pdf. Acesso em: 12 de fev. de 2021.

PODGORSAK, E.B. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students – 15.7.6 Slide 18, 2006. Disponível em: http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/Chapter_15_Special_techniques.pdf. Acesso em: 8 de fev. de 2021.

PODGORSAK, E.B. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students – 15.7.6 Slide 18, 2006. Disponível em: http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/Chapter_15_Special_techniques.pdf. Acesso em: 8 de maio. de 2021.

PTW. The dosimetry company. microdiamond. Synthetic Diamond Detectors. Overview. Disponível em: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/microdiamond/>. Acesso em: 8 de ago de 2021.

PURDY J., BOYER A., BUTLER B., et al. " Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest", **International Journal of radiation Oncology Biology Physics**, v. 51, p. 880-914, 2001.

QI Z.Y., DENG X.W., HUANG S.M., et al. A. In vivo verification of superficial dose for head and neck treatments using intensity modulated techniques. **Medical Physics**, v. 36, n. 1, p. 59–70, 2009.

ROCCA, R. R.; TATUMI, S. H.; WATANABE, S.; ROSSETTI, D. F. OSL dating of coastal post-barreiras sediments from northern Brazil. **J. Earth Scieng**, v.2, p. 515-521, 2012

ROGERS, D. W. O. Fundamentals of dosimetry based on absorbed dose standards, Dosimetry Fundamentals. American Assosiation of Physicists in Medicine. **AAPM Summer School**, 1996.

ROSE M, TIRPAK L, VAN CASTEREN K, et al. Multi-institution validation of a new high spatial resolution diode array for the SRS and SBRT plan pretreatment quality assurance. **Medical Physics**. v. 47, n. 7, p. 3153-3164, 2020.

SANCHEZ-DOBLADO, F., et al., A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beams, **Physics. Medical**, v. 23, p. 58-66, 2007.

SAUER, O.A., WILBERT, J., Measurement of output factors for small photon beams. **Medical Physics**, v. 34, p. 1983-1988, 2007.

SCALCHI P., RIGHETTO R., CAVEDON C., and FRANCESCO P. Direct tumor invivo dosimetry in highly - conformal radiotherapy: A feasibility study of implantable MOSFETs for hypofractionated extracranial treatments using the Cyberknife system. **Medical Physics**, v. 37, n. 4, p.1413–1423, 2010.

SCARPA, G. Dosimetric use of beryllium oxide as a thermoluminescent material: A preliminary study. **Physics in Medicine & Biology**, v. 15, p. 667, 1970.

SCARPA, G., BENINCASA, G., CREVANOLO, L. Further studies on the dosimetric use of BeO as a thermoluminescent material. In: **Proc. 3rd Int. Conf. on Luminescence Dosimetry, Risø**, p. 427 -443, 1971.

SCHEMBRI, V. E., HEIJMEN, J. M. Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon doped aluminium oxide (Al₂O₃:C) for film dosimetry in radiotherapy. **Medical Physics**, v. 34, n. 6, p. 2113-2118, 2007.

SCHWEIKARD A, TOMBROPOULOS R and ADLER JR. Robotic radiosurgery with beams of adaptable shapes. In: Ayache N, editor. Computer vision and robotics in medicine. Lecture Notes in Computer Science (LNCS) 905. **New York: Springer**; p. 138–149, 1995

SCOTT A.L.D., NAHUM A.E., and FENWICK J.D. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. **Medical Physics**, v. 35, n. 10, p. 4671–4684, 2008.

SCOTT A.L.D., NAHUM A.E., AND FENWICK J.D. Monte Carlo modeling of small photon fields: Quantifying the impact of focal spot size on source occlusion and output factors, and exploring miniphantom design for small - field measurements. **Medical Physics**, v. 36, n. 7, p. 3132–3144, 2009.

SHARMA S, CHANDER S, SUBRAMANI V, et al. IMRT and VMAT commissioning for versatile linear accelerator using AAPM TG-119. **International Journal of Advanced Research**, v. 5, n. 4, p. 352-362, 2017.

SHARPE M.B., JAFFRAY D.A., BATTISTA J.J., and MUNRO P. Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x - ray beams. **Medical Physics**, v. 22, n. 12, p. 2065–2074, 1995.

SIEVINEN, J.; ULMER, W.; KAISSEL, W. AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto (CA): **Varian Medical Systems**, v. Varian doc, p. 1–23, 2005.

SNIR J.A., MOSALAEI H., JORDAN K., and YATSEV S. Surface dose measurement for helical tomotherapy. **Medical Physics**, v. 38, n. 6, p. 3014–3107, 2011.

SPICKA, J., FLEURY, K., POWERS, W.E., Polyethylene-Lead tissue compensators for megavoltage radiotherapy. **Medical Dosimetry**, v.13, p 25-27, 1988.

STASI M., BAITTO B., BARBORI G., and SCIELZO G. The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. **Medical Physics**, v. 31, n. 10, p. 2792–2795, 2004.

STIELER F., WOLFF D., SCHMID H., et al. A comparison of several modulated radiotherapy techniques for head and neck cancer and dosimetric validation of VMAT. **Radiotherapy and Oncology**, v. 101, n. 3, p. 388 - 393, 2011.

STUDENSKI., SHEN., YU., et al. Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation - A comparison with traditional techniques. **Medical Dosimetry**. v. 38, p 48 - 54, 2012.

TSAI J.S., RIVARD M.J., ENGLER M.J., et al. Determination of the 4 mm Gama Knife helmet relative output factor using a variety of detectors. **Medical Physics**, v. 30, n. 5, p. 986–992, 2003.

TUDELA, D. R. G.; TATUMI, S. H.; YEE, M.; et al. TL, OSL and C-14 dating results of the sediments and bricks from mummified nun's grave. **Anais da Academia Brasileira de Ciências**. v. 84, n. 2, p. 237-244, 2012.

VALENCIA A., GUTIÉRREZ J., VELÁZQUEZ J., et al. Caracterización clínica de dosímetros OSL para su uso en dosimetría de haces de teleterapia en fraccionamiento convencional. **ISSSD 2015**. September 26-30, Leon, Gto. Mexico. 2015

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Dose Volume Optimizer (DVO) Algorithm. Eclipse Photon and Electron Algorithms. **Reference Guide**. USA. p. 193, 2015.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Progressive Resolution Optimizer (PRO) Algorithm. Eclipse Photon and Electron Algorithms. **Reference Guide**. USA. p. 204, 2015.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Multi-Resolution Dose Calculation (MRDC) Algorithm. Eclipse Photon and Electron Algorithms. **Reference Guide**. USA. p. 184, 2015.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Photon Optimization algorithm (PO) Algorithm. Eclipse Photon and Electron Algorithms. **Reference Guide**. USA. p. 186, 2015.

VENSELAAR J, WELLEWEERD H, and MIJNHEER B, "Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems," **Radiother. Oncol**, v. 60, p. 191–201, 2001.

VERBAKEL, W. F. A. R. et al. 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**, v. 74, p. 252–259, 2009.

VIAL P., GUSTAFSSON H., OLIVER L., BALDOCK C., and GREER P.B. Direct detection EPID dosimetry: investigation of a potential clinical configuration for IMRT verification. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 23, p. 7151–7169, 2009.

WALZ B, PEREZ C, FELDMAN A, et al. Individualized compensating filters and dose optimization in pelvic irradiation. **Radiology**, v. 107, p. 611–614, 1973.

WANG B. and XU X.G. Measurements of non-target organ doses using MOSFET dosimeters for selected IMRT and 3D CRT radiation treatment procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 128, n. 3, p. 336–342, 2008.

WEBB S. The physics of conformal radiotherapy—advances in technology. **Bristol, IOP**, 1997.

WEBB S. Conformal intensity-modulated radiotherapy (IMRT) delivered by robotic linac Testing IMRT to the limit? **Physics in Medicine & Biology**, v. 44, p. 1639–1654, 1999.

WEBB S. Conformal intensity-modulated radiotherapy (IMRT) delivered by robotic linac Conformality versus efficiency of dose delivery. **Physics in Medicine and Biology**, v. 45, p. 1715–1730, 2000.

WEBB S. The Physical basis of IMRT and inverse planning. **British Journal of Radiology**, v. 76, p. 678–89, 2003.

WEINHOUS, M.S., MELI, J.A. Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber, **Medical Physics**, v. 11, p. 846–849, 1984.

WERTZ, J. E., BOLTON, J. R., Electron Spin Resonance: Elementary Theory and Practical Applications. 2 ed. New York, McGraw-Hill **Book Company**, 1986.

WEN N, ZHAO B, KIM J, et al. IMRT and RapidArc commissioning of a TrueBeam linear accelerator using TG-119 protocol cases. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, vol. 15, n. 5, p. 74–88, PMID: 25207569, 2014.

WHO. World Health Organization: Cancer, c2021. Home/Health topics/Cancer. Disponível em: https://www.who.int/health-topics/cancer#tab=tab_1. Acesso em: 11 de fev de 2021.

WILCOX E.E. and DASKALOV G.M. Evaluation of gafchromic EBT film for Cyberknife dosimetry. **Medical Physics**, v. 34, n. 6, p. 1967–1974, 2007.

WILCOX E.E. and DASKALOV G.M. Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife. **Medical Physics**, v. 35, n. 6, p. 2259–2266, 2008.

WONG J.H.D., CAROLAN M., LERCH M.L.F., et al., A silicon strip detector dose magnifying glass for IMRT dosimetry. **Medical Physics**, v. 37, n. 2, p. 427–439, 2010.

WONG J.H.D., KNITTEL T., DOWNES S., et al. The use of a silicon strip detector dose magnifying glass in stereotactic radiotherapy QA and dosimetry. **Medical Physics**, v. 38, n. 3, p. 1226–1238, 2011.

WONG J.H.D., HARDCASTLE N., TOMÉ W.A., et al. Independent quality assurance of a helical tomotherapy machine using the dose magnifying glass. **Medical Physics**, v. 38, n. 4, p. 2256–2264, 2011.

WU A., ZWICKER R.D., KALEND A.M., and ZHENG Z. Letter to the Editor: Comments on the dose measurement for a narrow beam radiosurgery. **Medical Physics**, v. 20, n. 3, p. 777–779, 1993.

XING L., CURRAN B.R., HOLMES T., et al. Dosimetric verification of a commercial inverse planning system. **Physics in Medicine and Biology**, v. 44, n. 2, p. 463–478, 1999.

YU CX. Intensity modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: An alternative to tomotherapy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 40, p. 1435–1449, 1995.

YU CX, CHEN DJ, LI A, et al. Intensity-modulated arc therapy: Clinical implementation and experience. **Proceedings of the XIIIth International Conference on the Use of Computers in Radiotherapy**, Heidelberg, Germany, 2000.

YUKIHARA, E. G.; McKEEVER, S. W. S. *Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications*. Oklahoma: **John Wiley & Sons**; 2011.

ZEIDAN O.A., STEPHENSON A.L., MEEKS S.L., et al. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. **Medical Physics**, v. 33, n. 11, p. 4064–4072, 2006.

ZEPPELLINI C and FURNARI L. IMRT Commissioning – Application of the AAPM's TG-119. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 7, n. 2, p. 57-60, 2013.

ZEVERINO M., AGOSTINELLI S., PUPILLO F., and TACCINI G. Determination of the correction factors for different ionization chambers used for the calibration of the helical tomotherapy static beam. **Radiotherapy and Oncology**, v. 100, n. 3, p. 424–428, 2011.

APÊNDICE A - DIFICULDADES DOSIMÉTRICAS DOS CAMPOS PEQUENOS

As dificuldades encontradas para medir a dose em campos pequenos estão relacionadas principalmente à falta de equilíbrio eletrônico lateral, ao tamanho finito da fonte de radiação e ao tamanho dos detectores utilizados.

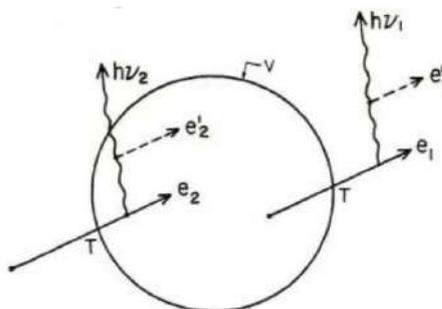
Perda de equilíbrio lateral de partículas carregadas (LCPE)

Quando o alcance de elétrons secundários no meio é da mesma ordem de grandeza que o tamanho do campo, o equilíbrio eletrônico lateral não é alcançado. Para entender as consequências desse efeito, deve-se primeiro entender que papel o equilíbrio eletrônico desempenha na medição da dose absorvida.

Quando um campo de radiação se propaga em um meio material, os fótons no campo fornecem energia para os elétrons no meio. A energia por unidade de massa emitida pelo campo de radiação é conhecida como kerma. Os elétrons secundários gerados pelo campo de radiação começam a se mover através do meio material e a depositar sua energia em outros pontos do meio. A energia por unidade de massa depositada no meio material é conhecida como dose absorvida.

Se considerarmos um volume que está dentro de um campo de radiação, diz-se que há equilíbrio de partículas carregadas (CPE, do inglês *Charged-Particle Equilibrium*) neste volume, quando em média, os elétrons gerados pelo feixe de radiação no volume são espalhados fora dele e ao mesmo tempo são substituídos por elétrons da mesma energia gerados fora do referido volume e que penetram neste volume, como mostra a Figura 39.

Figura A1 - Condição de equilíbrio de partículas carregadas (CPE)



Fonte: ATTIX., (2004).

O CPE existe porque o elétron e_2 entra no volume v com uma energia cinética T igual àquela realizada pelo elétron e_1 . Se e_1 emite um raio-x $h\nu_1$, e_2 também emitirá um raio-x idêntico $h\nu_2$ (em média). Sob *CPE*, e_1 e e_2 são equivalentes.

Se esta condição for satisfeita e as perdas de energia de radiação de elétrons são negligenciadas, pode se considerar que, para efeitos de equilíbrio energético, os elétrons gerados no volume pela radiação incidente depositam toda sua energia neste volume (ATTIX, 2004).

Então, existe uma relação entre dose absorvida D , e o kerma de colisão K_{col} que frequentemente é denotada como β , que representa o momento em que se alcança o CPE:

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} \quad (31)$$

Se os fótons escapam do volume de interesse v , assume-se que $\beta \approx 1$.

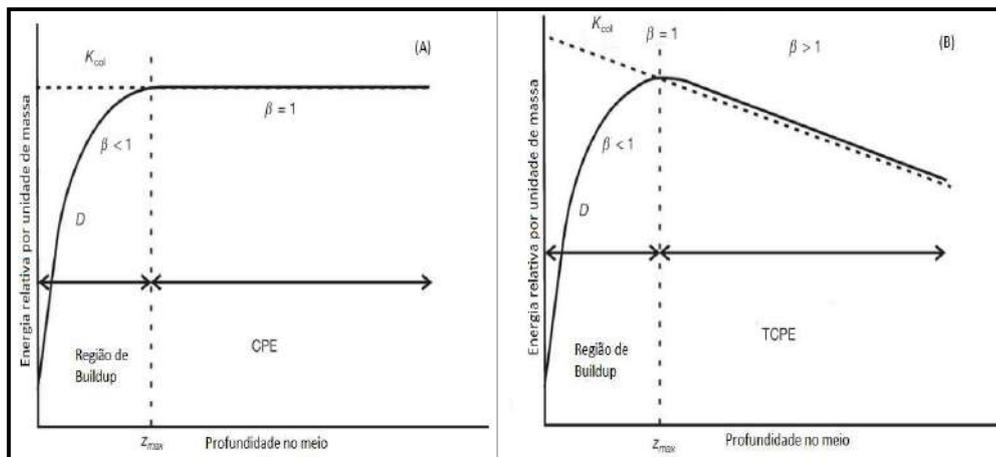
A Figura 40 ilustra a relação entre o kerma de colisão e a dose absorvida sob condições de Buildup; sob condições de *CPE* na parte (A) que é um caso hipotético de ausência de atenuação ou espalhamento de fótons, e sob condições de equilíbrio transiente de partícula carregada (*TCPE*, do inglês *Transient Charged Particle Equilibrium*) na parte (B), que é um caso realista.

Quando um feixe de fótons de alta energia penetra no meio, o kerma de colisão é máximo na superfície do material irradiado porque a fluência de fótons é maior na superfície. Inicialmente, a fluência da partícula carregada e, portanto, a dose absorvida, aumenta em função da profundidade até que o alcance dos elétrons secundários seja atingido, que é a espessura correspondente à região de equilíbrio eletrônico (região de *Buildup*).

Se não houvesse atenuação de fótons ou espalhamento no meio, mas ainda produção de elétrons, uma situação hipotética, conforme ilustrado na Figura 40 A, ocorreria: a região de acúmulo (com $\beta < 1$) é seguida por uma região de CPE completo onde $D = K_{col}$ (isto é, $\beta = 1$).

Na situação mais realista, no entanto, devido à atenuação do fóton e espalhamento no meio, ocorre uma região de TCPE (ver Figura 40 B) onde existe uma relação essencialmente contante entre o kerma de colisão e a dose absorvida. Esta relação é praticamente constante, uma vez que, em feixes de fótons de alta energia, a energia média dos elétrons gerados e, portanto, seu alcance não muda consideravelmente com a profundidade no meio.

Figura A2 - Gráficos. Kerma de colisão e dose absorvida em função da profundidade em um meio irradiado por um feixe de fótons de alta energia

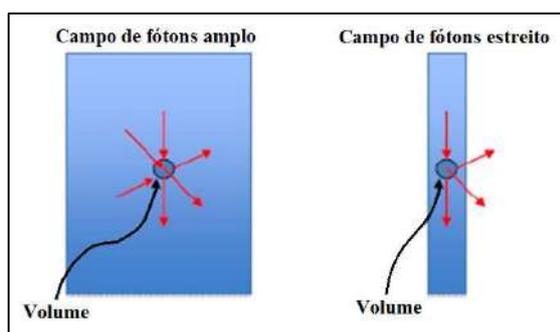


Fonte: Adaptado de Podgorsak., (2005).

Da mesma forma que definimos o equilíbrio eletrônico pode ser definido o equilíbrio eletrônico lateral (LCPE), levando-se em conta apenas os deslocamentos laterais dos elétrons. Diz-se que o equilíbrio eletrônico lateral é atingido quando os elétrons lateralmente espalhados que deixam um dado volume são substituídos, em média, por outros da mesma energia que vem de volumes próximos.

Num campo de tamanho padrão, se fizermos movimentos na direção perpendicular ao eixo do feixe, encontramos uma região central onde o equilíbrio eletrônico lateral é alcançado. À medida que se aproxima da borda do campo, o número de elétrons espalhados lateralmente para fora do campo é maior do que os espalhados para dentro, ou seja, alguns elétrons espalhados lateralmente fora do campo não são substituídos por outros elétrons da mesma energia (ver Figura 41). Assim, na borda do campo de radiação existe uma região onde o equilíbrio eletrônico lateral não é alcançado.

Figura A3 - Esquema de perda de equilíbrio lateral de partículas carregadas



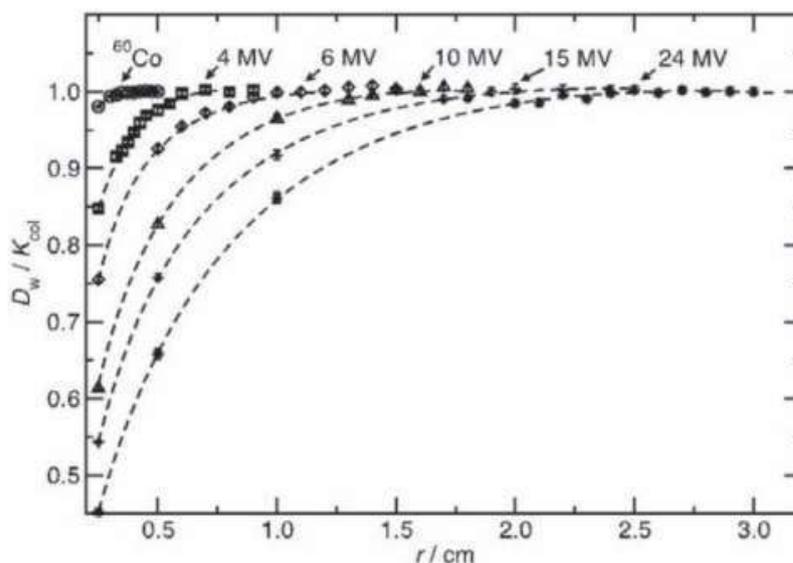
Fonte: Adaptado de <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/99-28445-359478-110676.pdf>

Quando as dimensões de campo são reduzidas, a região central onde é atingido o equilíbrio eletrônico lateral diminui em tamanho até ficar reduzido à região perto da linha central do campo. Em um campo de radiação pequeno a dose nas bordas do campo é substancialmente menor do que a dose no ponto central devido ao desequilíbrio eletrônico.

Os elétrons de energia mais baixas sofrem mais este efeito, uma vez que o ângulo de dispersão aumenta com a diminuição da energia. Como consequência, o espectro dos elétrons secundários endurece, ou seja, a proporção de elétrons de baixa energia diminui (WU et al., 1993). Este espectro não pode ser medido diretamente, de modo que este efeito foi investigado por meio de simulação de Monte Carlo, concluindo que a energia média do espectro dos elétrons secundários aumenta com a diminuição de tamanho do campo e com o aumento da profundidade (HEYDARIAN et al., 1996).

A perda de LCPE ocorre em feixes de fótons quando a largura média ou raio do feixe for menor do que o alcance máximo do feixe de elétrons secundários, que contribuem para medir a dose absorvida. Essa condição foi quantificada avaliando o Alcance do Equilíbrio Lateral de Partícula Carregada (r_{LCPE} , do inglês *Lateral Charged Particle Equilibrium range*), definida como o raio mínimo de um campo circular para o qual o kerma de colisão na água e a dose absorvida na água atingiram os valores determinados por condições de equilíbrio transientes de partículas carregadas do feixe largo (TCPE), (ATTIX, 1986; PAPACONTA DOPOULOS, 2016).

Ao aumentar a qualidade do feixe, o alcance dos elétrons é maior e, portanto, o raio mínimo do campo para o qual o LCPE não é alcançado aumenta. Na Figura 42, este efeito é mostrado para diferentes energias, onde as razões de dose na água (D_w) para kerma de colisão na água (K_{col}) foram calculadas por simulação de Monte Carlo em água a 5 cm de profundidade no eixo central do feixe de fótons de alta energia. Os dados são plotados como uma função do raio de feixes clínicos estreitos (r/cm) definidos a SSD=100 cm para os feixes de raios X de alta energia e SSD=80 cm para ^{60}Co (PALMANS et al., 2017).

Figura A4 - Razão de dose na água (D_w) para kerma de colisão na água (K_{col})

Fonte: TRS-483 (IAEA, 2017)

Quando não há equilíbrio eletrônico lateral, tanto a forma do perfil do feixe quanto a dose absorvida no eixo central são afetados, para que exista equilíbrio eletrônico lateral é necessário que o diâmetro do feixe de radiação esteja próximo ao alcance máximo dos elétrons secundários ou da profundidade máxima da dose (ATTIX, 1986). Dado um feixe de qualidade $TPR_{20,10}$, o alcance lateral de partículas carregadas r_{LCPE} (em cm) pode ser estimado por:

$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382 \quad (32)$$

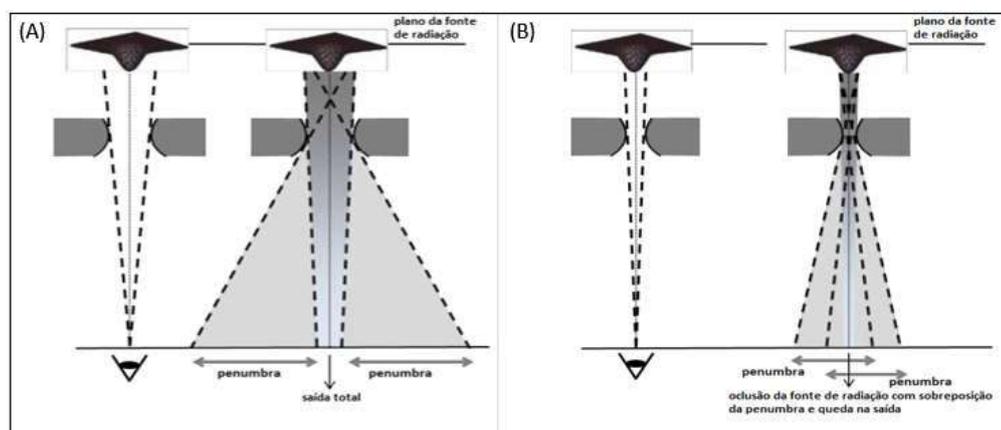
onde o $TPR_{20,10}$ é Índice de Qualidade do Feixe de Fótons Convencional, determinado com um tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Esta equação foi calculada usando Monte Carlo (PAPACONTA DOPOULOS, 2016).

Um campo pequeno é considerado como aquele que tem pelo menos uma dimensão menor que o r_{LCPE} . Para levar em consideração o fato de que as perturbações no detector são afetadas pela falta de equilíbrio, considera-se ainda que as condições de campos pequenos também ocorrem quando qualquer ponto no volume sensível do detector cai a uma distância menor do que r_{LCPE} de qualquer borda do campo no valor da dose máxima.

Oclusão parcial da fonte primária de fótons

A obstrução parcial do feixe de fótons está relacionada ao tamanho finito da fonte primária do feixe de fótons, o ponto focal estendido, que geralmente é determinado pela largura à meia altura de seu valor máximo (*FWHM*, do inglês *Full Width at Half Maximun*) da distribuição de fluência de fótons de Bremsstrahlung na saída do alvo. Um campo pequeno criado pela colimação que bloqueia parte do feixe primário de fótons produzirá uma saída de feixe menor no eixo do feixe em comparação com os tamanhos de campos onde o feixe não está parcialmente bloqueado. Este efeito de oclusão do feixe primário torna-se importante quando o tamanho do campo é comparável ou menor que o tamanho do feixe primário de fótons. A oclusão parcial do feixe primário de fótons influencia o espectro de partículas e é responsável pela inclinação do gradiente da dose absorvida, que pode ter uma grande influência na resposta do detector. A Figura 43 demonstra essa condição, onde em (A) se pode observar uma visão total da fonte de radiação de feixe direto estendido e em (B) uma visão parcial da fonte de radiação de feixe direto estendido.

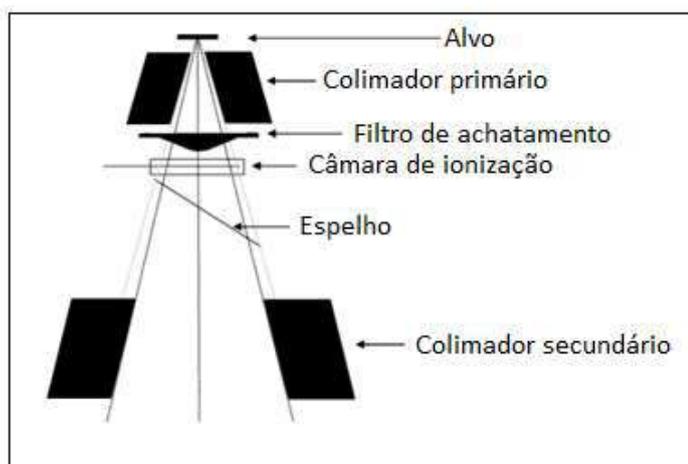
Figura A5 - Ilustração do efeito de oclusão da fonte de radiação



Fonte: Adaptado de: TRS-483. (IAEA, 2017).

Em um acelerador linear para uso clínico, o feixe de fótons é gerado pela colisão de um feixe de elétrons acelerados em um alvo. O feixe de fótons produzido na saída do cabeçote do acelerador é formado pelos fótons primários e pelos fótons espalhados devido à interação com algum material do cabeçote (filtros, colimador etc.), mostrado na Figura 44.

Figura A6 - Esquema dos componentes típicos do cabeçote de um acelerador linear



Fonte: Adaptado de: OLIVEIRA., et al (2013).

A fonte de fótons não é pontual, uma vez que as projeções não convergem para um ponto único, mas formam uma área de tamanho finito. O tamanho da fonte é determinado pelas dimensões desta área, embora por vezes, outros parâmetros são utilizados para definir o tamanho da fonte como a largura do feixe de elétrons primários, a área do filtro aplanador visto a partir do detector ou a abertura da parte superior do colimador primário (McKERRACHER and THWIATES, 2007).

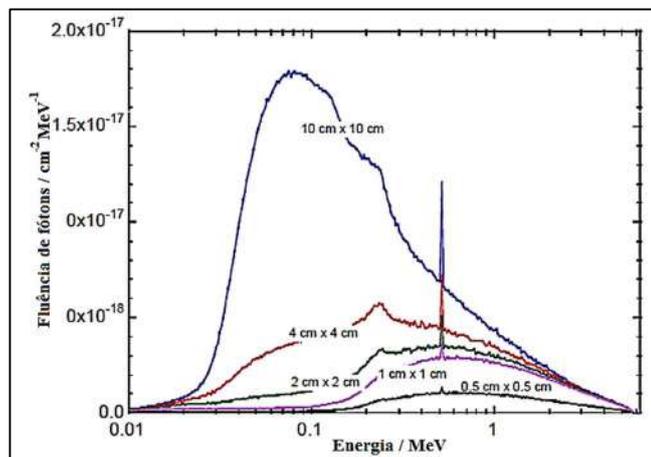
Quando um campo pequeno é definido pelos colimadores terciários, a fonte deixa de ser totalmente “visível” do ponto de vista do detector, isto é, a projeção da fonte no plano do detector não é completa. Este efeito é causado já que os fótons espalhados são absorvidos nos colimadores terciários. De fato, a proporção de fótons espalhados que alcançam o detector depende da abertura dos colimadores terciários (SHARPE et al., 1995; DING et al., 2006). Em vez disso, a contribuição dos fótons espalhados pelos colimadores é desprezível (BJÄRNGARD et al., 1990). A componente primária, perto ao eixo, praticamente não é afetada.

Como a componente de menor energia do feixe diminui, o espectro de fótons se endurece. O espectro de energia de um feixe de radiação não pode ser medido diretamente, de modo que este efeito foi estudado por meio de simulação Monte Carlo, observando-se que a energia média do feixe aumenta quando diminui o tamanho do campo (HEYDARIAN et al., 1996) e os espectros de fótons aparecem deslocados para energias de maior energia (DING et al., 2006).

Por outro lado, à medida que o campo diminui o espectro de energia do feixe de fótons se modifica e se torna mais endurecido, conforme mostram os dados da Figura 45, obtidos do trabalho de (BENMAKHOLOUF et al., 2014). Os dados mostram que para um feixe de fótons

de 6MV, o espectro dos fótons a 10 cm de profundidade apresenta um aumento na energia média à medida que a dimensão do campo de radiação diminui.

Figura A7 - Espectros de fótons de 6MV a 10 cm de profundidade na água em função do campo de radiação



Fonte: Adaptado de BENMAKHOLOUF et al., (2014).

Como consequência desse efeito, observa-se que o fator de campo (OF) apresenta uma diminuição muito acentuada para tamanhos de campo abaixo de 1cm x 1cm (SHARPE et al., 1995; ZHU and BJÄRNGARD., 1993; SCOTT et al., 2009). Embora essa diminuição possa ser parcialmente atribuída ao tamanho do detector usado para realizar a medição (MCKERRACHER and THWIATES., 2007).

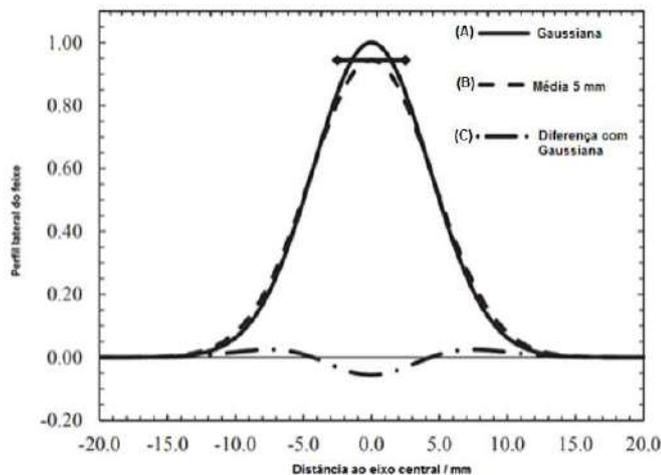
Finalmente, deve ser considerado que a radiação retroespalhada nos colimadores terciários pode atingir a câmara de ionização de controle, localizada dentro do acelerador. Ao aumentar a sinal desta câmara, diminui a taxa de doses do acelerador e a dose absorvida nos detectores (CRANMER et al., 2011b; SHARPE et al., 1995). A importância deste efeito depende do arranjo dos diversos elementos dentro do cabeçote do acelerador e deve ser quantificado durante a implementação do mesmo.

Tamanho do detector

A terceira condição que descreve um campo pequeno é o tamanho do detector em relação ao tamanho do campo de radiação. Um detector de radiação produz um sinal que é proporcional à média da dose absorvida no seu volume sensível, e este sinal é afetado pela homogeneidade da dose absorvida no volume de detecção (média do volume). Este efeito é mostrado na Figura 46, onde a curva sólida (A) é a curva Gaussiana que representa um perfil de campo pequeno; a curva tracejada (B) representa a medição de um detector com 5 mm de comprimento. A curva tracejada com pontos (C) mostra a diferença entre as duas curvas como

fração da dose máxima e a seta dupla representa a dimensão do detector ao longo do eixo de varredura.

Figura A8 - Ilustração esquemática do efeito da média do volume em uma dimensão



Fonte: Adaptada de: TRS 483. (IAEA, 2017).

Além da média do volume, a perturbação da fluência de partículas carregadas (e, portanto, o desvio das condições da teoria da cavidade de Bragg-Gray) devido à presença de um detector é uma questão importante e deve-se notar que ambos os efeitos estão ligados. Na presença de grandes gradientes de dose e na ausência de LCPE, as perturbações de fluência tornam-se extensas e difíceis de modelar. As correções para a média do volume também apresentam uma incerteza maior.

A dose absorvida é a energia por unidade de massa depositada em um ponto pelo campo de radiação. Mas os detectores têm um volume finito, cuja resposta corresponde à integração das diferentes contribuições para a dose no volume do detector. Se a dose tem uma distribuição uniforme no volume do detector, a leitura é proporcional à dose absorvida em qualquer um dos pontos do detector. Mas se a distribuição não é uniforme, a leitura é proporcional à dose média no volume do detector.

As medições de dose em campos de tamanho padrão são realizadas na região perto ao eixo do feixe, onde a dose apresenta uma distribuição uniforme. Para obter a dose absorvida na zona de penumbra, onde a dose diminui significativamente em distâncias muito pequenas, são usados detectores que fornecem distribuições de dose em duas dimensões, e a dose na região próxima ao eixo do feixe é tomada como referência para o cálculo da dose absorvida na região da penumbra.

Ao se diminuir as dimensões do campo, a região em que a distribuição da dose tem um tamanho uniforme é reduzida. Além disso, a largura da zona de penumbra aumenta com a diminuição do tamanho do campo, devido ao desequilíbrio eletrônico lateral e a que a projeção da fonte no plano detector não é completa. Para campos abaixo de 1cm x 1cm, a região em que a dose apresenta uma distribuição uniforme é reduzida em relação ao eixo do campo (PAPPAS et al., 2006). Assim, a dose varia significativamente ao longo de distâncias muito curtas, gerando grandes gradientes de dose.

Para medir a dose absorvida nessas condições, deve-se diminuir o volume do detector até que a distribuição da dose seja tão uniforme quanto possível neste volume. Estão descartadas as câmaras de ionização calibradas nas condições de referência, uma vez que a dose não apresenta uma distribuição uniforme em seu volume e para campos abaixo de 1cm x 1cm, algumas vezes elas nem mesmo são totalmente cobertas pelo campo.

Para medir a dose absorvida em campos pequenos devem ser usados dosímetros de volume suficientemente pequeno ou detectores que fornecem distribuições de dose em duas ou três dimensões.

As maiores dificuldades em medir a dose absorvida em campos pequenos ocorrem na zona de penumbra. Como o detector fornece a integral de todas as contribuições do perfil do feixe no volume do detector, a função a ser medida é suavizada, de modo que um alargamento da penumbra é observado nos perfis dos feixes.

Para investigar a influência do tamanho do detector no alargamento da penumbra do feixe, devem ser usados detectores de diferentes tamanhos. Mas alguns detectores não são equivalentes a tecidos e a perturbação introduzidas por eles é difícil de quantificar, de modo que a influência do tamanho do detector na medição da dose pode ser mascarada.

O resultado do alargamento da penumbra dos feixes em terapias convencionais tem uma pequena superestimativa da dose nos tecidos circundantes. Mas em algumas técnicas de IMRT, como *step and shoot*, os campos são divididos em pequenos segmentos e as penumbras destes segmentos se sobrepõem no interior do volume branco. A superestimativa da dose na zona de penumbra pode levar ao aparecimento de pontos quentes e frios, acarretando desvios no valor da dose absorvida em até 10 % (LAUB and WONG., 2003).

Como resumo se pode dizer, que para medir com precisão em um campo pequeno, é crucial entender as características do campo e o processo de medição. A medição da radiação dentro de um campo pequeno pode resultar em erros na medição devido à falta de equilíbrio de partículas carregadas (LCPE) e os erros na medição da largura do campo que se sobrepõe às bordas, ou a penumbra, e a perturbação que resulta na medição da média do volume (DAS et

al., 2008; LAUB W and WONG T, 2003). Daí em diante, a medição da radiação em um campo pequeno requer um detector adequado que seja independente da taxa de dose, independente da energia, independente do ângulo, de alta resolução e sensibilidade, com boa linearidade, pequeno e, por último, tecido equivalente (LOW et al., 2011).

APÊNDICE B - LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA

Luminescência Opticamente Estimulada (OSL)

A dosimetria por Luminescência Opticamente Estimulada (OSL, do inglês *Optically Stimulated Luminescence*.) consiste no emprego de materiais que têm a propriedade que, quando são previamente irradiados, armazenam energia absorvida da radiação em estados metaestáveis, energia esta que é, em parte, é liberada quando o material é estimulado com luz de comprimento de onda apropriado. Isto é devido à configuração eletrônica do material, que pode ser conformada pela adição de impurezas durante a produção do material e por tratamentos térmicos específicos. Então, quando o processo de recombinação de cargas ocorre, temos a emissão de luz que, utilizando equipamentos adequados, pode ser utilizada para determinação da dose de radiação absorvida pelo material. (MCKEEVER, 2011; YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

A dosimetria OSL consiste na medição da luz emitida pelo material, em certa faixa de comprimentos de onda, durante a iluminação com fonte de luz controlada de comprimento de onda maior. A intensidade de luz medida está relacionada com o estímulo do material e com a quantidade de radiação a que foi previamente exposto.

A luz que é aplicada para a obtenção do sinal OSL estimula o cristal, e libera elétrons ou lacunas nos estados metaestáveis devidos aos defeitos dos materiais, que comumente são chamados de armadilhas. Assim, torna-se possível a recombinação entre cargas para a liberação de energia em forma de fótons. Ao estado de energia onde ocorre a recombinação de cargas chama-se Centro de Recombinação.

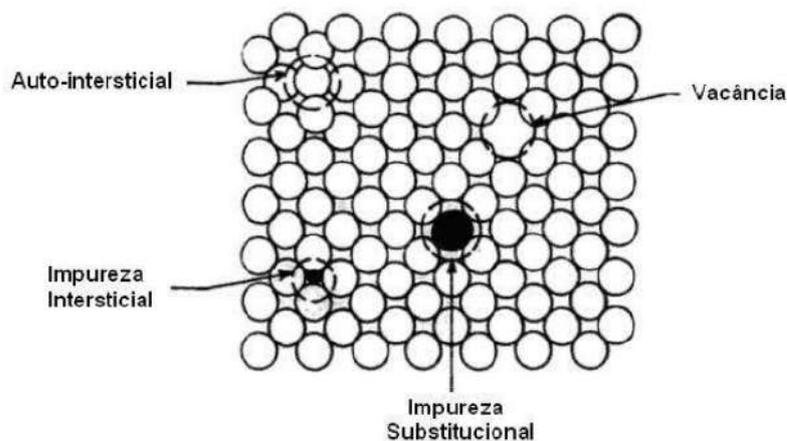
O poço de potencial ou como se conhece "armadilamento", criado a partir dos defeitos do cristal, ou seja, um defeito localizado, no qual pode ser capturada uma carga liberada da banda de condução ou da de valência. Trata-se de um nível de energia na banda proibida dessa rede cristalina. Os defeitos envolvidos no processo OSL podem ser intrínsecos ou extrínsecos, podendo se relacionar com vacâncias de átomos da rede ou com a introdução de átomos de uma impureza adicionada ao cristal (MCKEEVER, 2011; YUKIHARA e MCKEEVER, 2011).

Uma das principais características dos materiais OSL está a forma como respondem às radiações de diversos tipos e energias. Em particular, para dosimetria de feixes de elétrons e fótons, a resposta do material com a dose absorvida e com a energia da radiação é de grande importância para o emprego em radioterapia. Quanto mais próxima essa resposta estiver da esperada para a água, melhor o material se presta à dosimetria da radioterapia (IAEA, 2017).

Modelo de estrutura de bandas e armadilhas

As bandas de energia em um cristal são formadas pelo conjunto de níveis de energia discretos dos átomos que compõe o material, que se dividem em $(2l+1)N$ níveis de energia, onde N é o número de átomos no cristal e l é o número quântico orbital. As bandas mais importantes para nós são as bandas de valência e condução, criadas pelo potencial periódico do cristal, elas são separadas por uma banda *gap*, a chamada banda proibida, na qual podem existir apenas níveis de energia localizados introduzidos por defeitos na estrutura cristalina (BUBE.,1960), que são irregularidades da rede cristalina e são os responsáveis por “armadilhar” elétrons e lacunas que, também são responsáveis pelo sinal óptico que está relacionado com a dose absorvida no material. A Figura 47 apresenta alguns dos tipos possíveis de defeitos, que podem ser provocados através de alterações no equilíbrio termodinâmico; dopagem durante o crescimento do cristal ou a irradiação por partículas energéticas.

Figura A9 - Tipos de defeitos em cristais



Fonte: Adaptado de (KEER, H. V., 1993).

Armadilhas e liberação de cargas

A radiação ionizante é capaz de excitar elétrons para a banda de condução, deixando lacunas na banda de valência. Os elétrons na banda de condução e as lacunas na banda de valência ficam livres para se mover na rede cristalina até se recombinarem ou serem capturados pelos níveis de energia localizados, atuando como armadilhas. A concentração de carga aprisionada nesses níveis de energia localizados fornece um registro da dose total absorvida pelo cristal. Esse registro pode ser “lido” estimulando as cargas aprisionadas de volta à banda

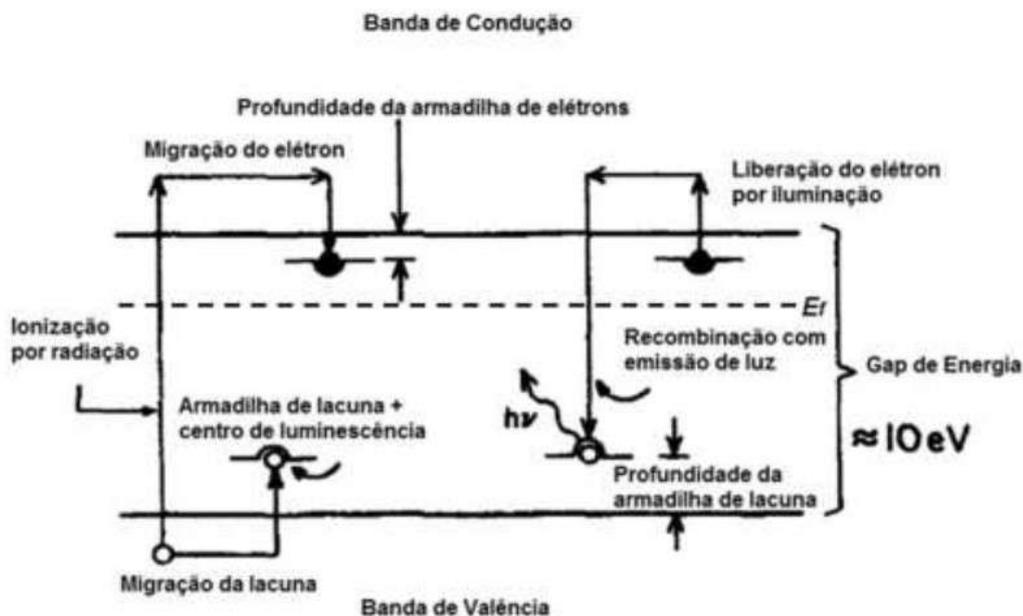
de condução, o que resulta na recombinação e luminescência do par elétron-lacuna. Assim, a intensidade de luminescência estimulada é um substituto para a concentração de carga aprisionada e, portanto, a dose absorvida.

Se a diferença de energia entre a armadilha e a banda for pequena (armadilhas rasas), a estimulação térmica ambiente é o suficiente para liberar a carga. Quando o nível de energia é mais elevado, necessita-se de mais energia para liberar a carga, fazendo-se necessária energia térmica, que é uma temperatura superior à temperatura ambiente, óptica ou de outra espécie.

Os elétrons ficam armadilhados mais próximos à banda de condução. Na parte intermediária ficam os níveis defeituosos e que são responsáveis pela recombinação elétron-lacuna e emissão OSL. Nesta região as probabilidades de captura de um elétron e de captura de uma lacuna são iguais. Os níveis mais próximos à banda de valência armadilham lacunas.

O processo se inicia com a interação da radiação com o meio produzindo ionização, ou seja, enviando elétrons para a banda de condução e gerando uma lacuna na banda de valência desde que haja energia transferida suficiente. Após liberados, os portadores de carga podem migrar para os centros de armadilhamento e ficar ligados a eles até haver energia suficiente para a liberação (estado metaestável), mas boa parte das cargas liberadas pela irradiação irá retornar às suas respectivas bandas. Na Figura 48, as armadilhas de elétrons são os defeitos mais próximos à banda de condução e em cima da energia de Fermi E_f , enquanto que as armadilhas de lacunas estão localizadas mais próximas à banda de valência. A região que separa as bandas de condução e valência é a banda proibida, que contém os níveis de energia introduzidos pelos defeitos. Ao fornecer energia luminosa ao material, os elétrons armadilhados voltam à banda de condução e ao recombinarem com vacâncias em algum centro de recombinação, um fóton é liberado.

Figura A10 - Diagrama de energia do processo de luminescência opticamente estimulada



Fonte: Adaptado de (ATTIX, 1986).

Para este modelo, há uma Equação que rege a probabilidade de cargas armadilhadas em um dado defeito (armadilha) de energia E , ser liberada termicamente:

$$P = f e^{-E/k} \quad (33)$$

onde P é a probabilidade de decaimento por unidade de tempo, f o fator de frequência, E a energia necessária para que ocorra o desarmadilhamento, chamada de energia de ativação, k a constante de Boltzmann, e T é a temperatura.

Podemos observar na Equação (33) que, após ser armadilhada, sempre existe uma possibilidade de a carga ser liberada termicamente, embora essa probabilidade seja, em geral, muito pequena à temperatura ambiente, razão pela qual a dosimetria OSL pode ser empregada para avaliar doses integradas em tempos longos.

Modalidades de estimulação

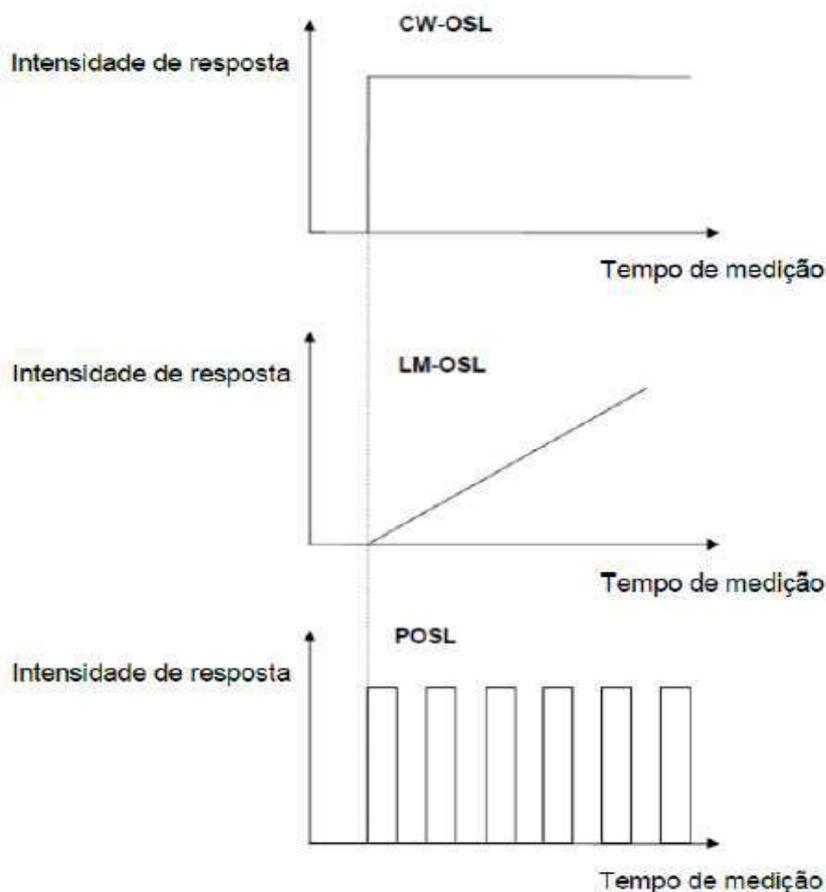
Devido ao alto grau de controle na estimulação que pode ser alcançado com fontes de luz, várias modalidades de estimulação foram propostas ao longo dos anos. A OSL pode ser obtida empregando-se três modos de estimulação: por ondas contínuas (CW-OSL), por variação da intensidade luminosa (LM-OSL) ou por ondas pulsantes (POSL), ver Figura 49.

Devido à sua simplicidade, o CW-OSL é a modalidade de estimulação recomendada para a maioria das aplicações. O CW-OSL consiste na iluminação contínua dos dosímetros enquanto monitora a intensidade OSL.

A modulação linear OSL (LM-OSL) foi proposta por (BULUR, 1996) e consiste em aumentar a intensidade de estimulação linearmente enquanto se monitora a intensidade OSL. A forma prevista das curvas LM-OSL aumenta linearmente com a intensidade de estimulação, atinge um pico e diminui para tempos de iluminação adicionais devido ao esgotamento das armadilhas. No entanto, a técnica LM-OSL não demonstrou fornecer nenhuma vantagem regular sobre a CW-OSL na dosimetria.

A POSL é uma técnica útil para dosimetria de baixas doses. A técnica consiste em estimular o dosímetro com pulsos curtos de luz de LEDs ou lasers, enquanto monitora de forma assíncrona a luminescência (YUKIHARA, McKEEVER, 2008; YUKIHARA, 2011). A frequência de pulso é geralmente alta, ou da ordem de centenas ou milhares de hertz, e o sinal OSL detectado entre os pulsos é integrado em muitos pulsos. Em dosímetros com centros de luminescência caracterizados por longos tempos de vida de luminescência, uma escolha apropriada de parâmetros de tempo permite a detecção da maioria dos sinais OSL enquanto suprime as contagens associadas à luz de estimulação espalhada, melhorando assim as relações sinal-ruído e os limites de detecção (MCKEEVER ET AL 1996, AKSELROD E MCKEEVER 1999).

Figura A11 - Representação dos principais modos de estimulação OSL



Fonte: Adaptado de (AKSELROD et al, 2007)

Os métodos baseados em OSL tornaram-se uma ferramenta muito útil à área médica, tanto para dosimetria in vivo como in vitro, para terapia e procedimentos diagnósticos, principalmente mamografia (AKSELROD et al, 2007). A Laundauer Inc é a empresa que ocupa o cenário comercial da dosimetria OSL, com sistemas leitores OSL e seu dosímetro Luxel™ (óxido de alumínio), fornecendo serviços de dosimetria capazes de atender hospitais, clínicas médicas e odontológicas, centros de pesquisa e usinas nucleares (BOTTER-JENSEN et al, 2003).

A técnica de dosimetria OSL apresenta uma aplicação diversificada em várias áreas, como em dosimetria das radiações, incluindo a monitoração individual e ambiental, dosimetria retrospectiva utilizada para a datação de materiais geológicos e arqueológicos (TUDELA et al, 2012; ROCCA et al, 2012), reconstrução de doses de radiação provenientes de acidentes nucleares (BOTTER-JENSEN, 2000), dosimetria espacial (YUKIHARA et al, 2006) e dosimetria clínica (SCHEMBRI e HEIJMEN, 2007).

APÊNDICE C - DIMENSÕES DO PORTA-DOSÍMETRO DO OBJETO SIMULADOR PROJETADO



Porta-dosímetro
Escala 5:1
Medidas em (mm)

Figura A12 - Dimensões do porta-dosímetro para três amostras empilhadas

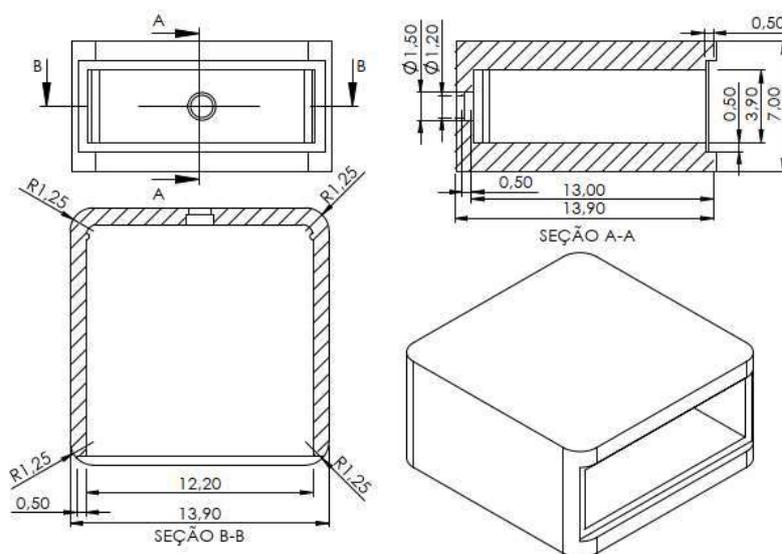


Figura A13 - Dimensões do porta-dosímetro com gaveta

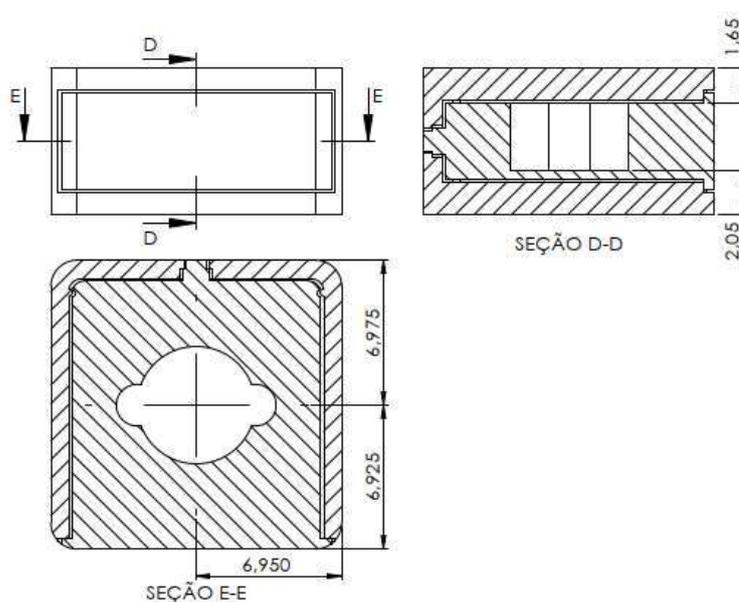
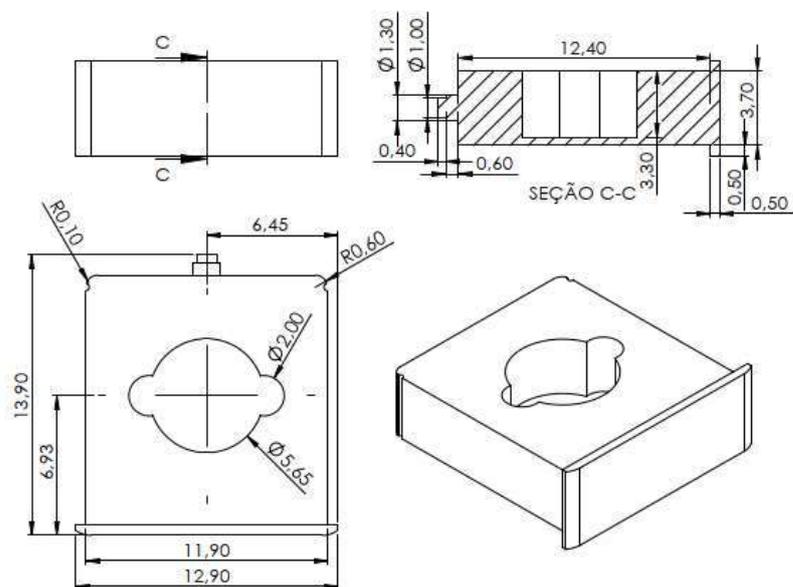


Figura A14 - Dimensões da bandeja do porta-dosímetro



**APÊNDICE D - TABELA DO ESTUDO DA REPRODUTIBILIDADE INDIVIDUAL
DO DOSÍMETRO OSL DE BeO**

Tabela A1 - Resultado do estudo da reprodutibilidade individual do dosímetro OSL de BeO

Nº Dosímetro	$\bar{L}_{OSL_{Di,n}}$ [u.a]	$s_{OSL_{Di,n}}$ [u.a]	$CV_{OSL_{Di,n}}$ [%]	$u_A(\bar{L}_{OSL_{Di,n}})$ [%]
1	6.00E+05	1.55E+03	0.26	0.15
2	6.04E+05	1.47E+03	0.24	0.14
3	5.63E+05	7.37E+03	1.31	0.76
4	1.21E+05	3.04E+03	2.52	1.45
5	1.67E+05	2.62E+03	1.57	0.91
6	3.09E+05	4.05E+03	1.31	0.76
7	3.31E+05	3.30E+03	1.00	0.57
8	5.79E+05	4.06E+03	0.70	0.40
9	1.67E+05	2.58E+03	1.55	0.89
10	1.98E+05	4.15E+03	2.10	1.21
11	1.99E+05	2.02E+03	1.01	0.59
12	1.81E+05	2.99E+03	1.66	0.96
13	1.81E+05	3.33E+03	1.84	1.06
14	1.63E+05	3.67E+03	2.25	1.30
15	1.87E+05	2.23E+03	1.19	0.69
16	1.75E+05	1.39E+03	0.80	0.46
17	1.56E+05	3.46E+03	2.22	1.28
18	1.99E+05	5.00E+03	2.51	1.45
19	1.88E+05	3.31E+03	1.77	1.02
20	3.22E+05	2.20E+03	0.68	0.39
21	1.50E+05	1.94E+03	1.29	0.75
22	5.60E+05	3.28E+03	0.59	0.34
23	2.02E+05	3.86E+03	1.91	1.10
24	1.54E+05	2.92E+03	1.90	1.10
25	5.34E+05	1.03E+04	1.92	1.11
26	5.43E+05	5.98E+03	1.10	0.64
27	1.40E+05	3.50E+03	2.49	1.44
28	6.15E+05	5.11E+03	0.83	0.48
29	5.60E+05	2.43E+03	0.43	0.25
30	1.31E+05	3.26E+03	2.48	1.43
31	5.85E+05	1.62E+04	2.76	1.60
32	5.48E+05	1.21E+04	2.21	1.28

Fonte: A autora (2021)

APÊNDICE E - DOCUMENTAÇÃO ENVIADA PARA UMA AUDITORIA DE QUALIDADE DOSIMÉTRICA DA TÉCNICA IMRT/VMAT USANDO O PROTOCOLO TG-119.

E1. PROCEDIMENTO PARA IRRADIAÇÃO DOS DOSÍMETROS OSL DE BeO UTILIZANDO O PROTOCOLO TG-119

Após irradiar os dosímetros BeO, eles devem ser devolvidos ao endereço do remetente.

INTRODUÇÃO

O objetivo desta auditoria é realizar uma verificação dosimétrica independente do sistema IMRT/VMAT, mediante a planejamento e administração dos testes propostos por o protocolo TG-119 da AAPM. Esses testes não servirão para distinguir entre essas fontes de incerteza da medição, limitações na precisão dos cálculos da dose e limitações na distribuição da dose, mas servirão para testar a precisão geral do sistema IMRT/VMAT.

INSTRUÇÕES GERAIS

1. Realizar a tomografia com placas de PMMA que inclua as placas do KIT-OSL como se indica na seção B, ou baixe as imagens do <http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>.
2. Transfira o conjunto de dados da imagem para o TPS.
3. Baixe o conjunto de estruturas RT do site <http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>, que inclui volume alvo de planejamento (PTV) e órgãos em risco (OAR).
4. Crie os planos de tratamento de IMRT/VMAT (usando gantry estático ou técnica VMAT) para o feixe de fótons de 6 MV.
5. A distribuição da dose deve estar em conformidade com a dose de prescrição definida no PTV e a restrição de dose nos OARs, como definida para cada teste.
6. Transfira os planos de tratamento para o acelerador linear.
7. Posicione o objeto simulador na mesa de tratamento alinhando-o às marcas do objeto simulador como e faz quando se realiza controle de qualidade de um tratamento de IMRT/VMAT.
8. Entregue o plano IMRT/VMAT ao objeto simulador.
9. Preencha a folha de dados.
10. Devolva a folha de dados e o objeto simulador ao remetente o mais rápido possível.

11. Envie as informações do plano de tratamento eletrônico ao remetente.
12. Proteja os dosímetros de irradiação acidental, calor excessivo, umidade e fontes de luz.
13. Os dosímetros não são submersíveis e não devem ser molhados.
14. Os dosímetros de branco (Br) enviados não devem ser irradiados sob quaisquer condições e devem ser armazenados juntamente com o resto dos dosímetros em todos os momentos.

INSTRUÇÃO TÉCNICA

A. Recepção e verificação do material (*Check-List*)

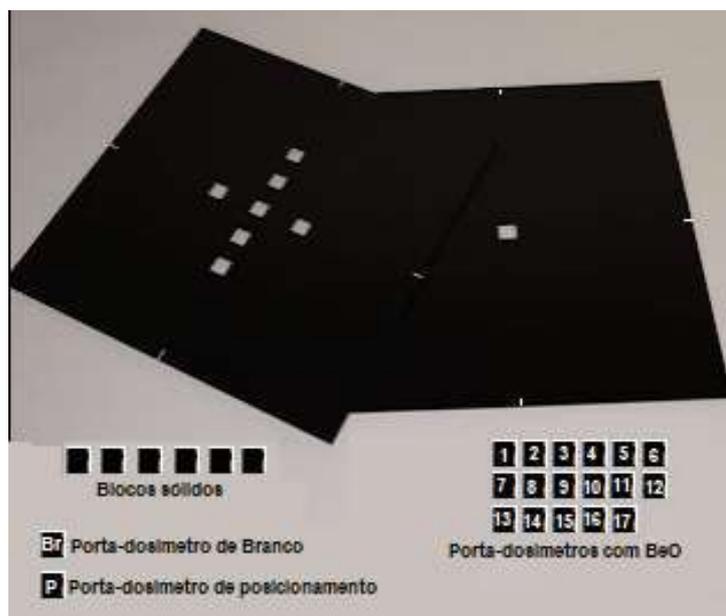
Verifique se todos os itens listados abaixo foram recebidos e marque com uma cruz se positivo:

- Placa 1 (placa com sete furos vazados)
- Placa 2 (placa com um furo vazado)
- Porta-dosímetro Br (porta-dosímetro contendo dois dosímetros de BeO), é o porta-dosímetro para obter a dose ambiente, de transporte.
- Porta-dosímetro P (porta-dosímetro contendo placas de alumínio que substituem o dosímetro), é o porta-dosímetro para realizar a verificação do posicionamento do objeto simulador.
- Dezessete porta-dosímetros numerados (1-17), contendo três dosímetros de BeO cada, para a obtenção da dose absorvida nos diferentes casos testes.
- Seis blocos sólidos de tamanho dos porta-dosímetros, para preencher os furos vazados quando não estiverem em uso.
- Esta folha de instruções.
- Folhas de dados (a serem preenchidas e devolvidas ao remetente).
- Etiquetas (com instruções para a devolução).

As peças enviadas são mostradas na Figura 53.

Obs.: Os porta-dosímetros não devem ser abertos em hipótese alguma, pois os dosímetros podem ser facilmente perdidos ou danificados devido ao seu pequeno tamanho.

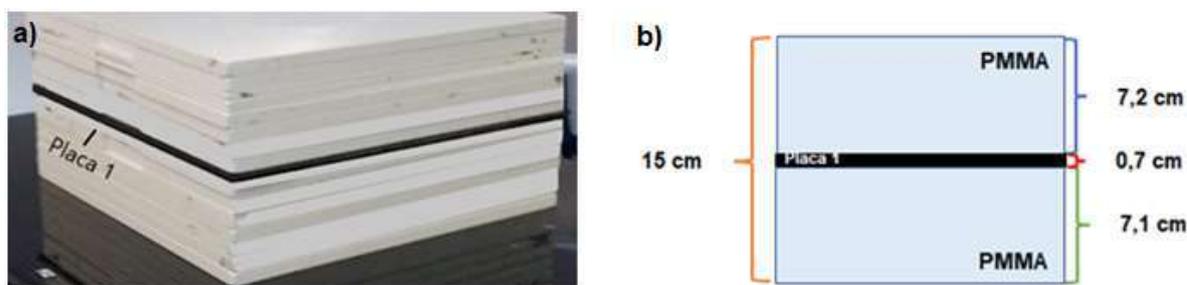
Figura A15 - Peças enviadas ao centro auditado



B. Aquisição de imagem e preparação para planejamento

1. Remova a placa 1 do Kit-OSL da caixa.
2. Pegue um grupo de placas de PMMA até completar um objeto simulador de 30 cm x 30 cm x 15 cm, colocar a profundidade de 7,5 cm a placa 1 do Kit-OSL (ver Figura 54), com os furos vazados preenchidos com os blocos sólidos.
3. Faça a tomografia computadorizada do objeto simulador como faria com um paciente, use um protocolo de tomografia computadorizada apropriado para cabeça e pescoço, utilize o que está implementado na clínica diária.
4. Exporte os dados de tomografia computadorizada para o sistema de planejamento de tratamento.
5. Baixe o conjunto de estruturas RT do site <http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>, que inclui volume alvo de planejamento (PTV) e órgão em risco (OAR).
6. Exporte as estruturas para o TPS, para o objeto simulador que você tomou as imagens de TC anteriormente, ou no caso de não ter feito o estudo de TC, para o objeto simulador que baixou do mesmo site que as estruturas.

Figura A16 - Objeto simulador de placas de PMMA, a) posicionamento da placa 1 no objeto simulador, b) distribuição de placas de PMMA



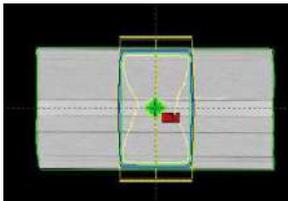
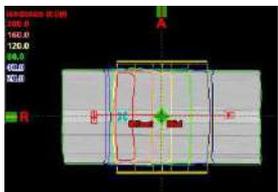
C. Planejamento

7. Planeje o tratamento conforme especificado na prescrição de cada caso teste. Use parâmetros de planejamento clínico (por exemplo, grade de cálculo de dose, algoritmo de cálculo, etc.). Os processos e métodos de planejamento devem ser os mesmos que seriam usados para um paciente.

A seguir se resume mediante tabelas a prescrição e os objetivos de doses que devem ser seguidos no momento do planejamento dos casos testes.

A Tabela 23 mostra a prescrição de dose a levar a cabo nos testes preliminares P1: AP:PA e P2: Bandas.

Tabela A2 - Testes preliminares. Prescrição

Testes	Imagens	Campos	Dose [cGy]	Pontos de medidas
P1: AP:PA		2 paralelos opostos (10 cm x 10 cm)	200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade)
P2: Bandas		10 paralelos opostos (3 cm largura x 6, 9, 12 e 15 cm comprimento)	40 - 200 (25 UM cada banda)	5 pontos na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade)

As Tabelas 24 e 25 mostram a prescrição e objetivos de dose, respectivamente, a levar a cabo no teste de controle de qualidade II: Multialvo.

Tabela A3 - Prescrição de dose teste I1: Multialvo

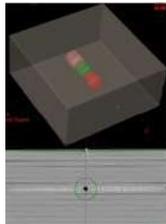
Testes	Estruturas	Dose [cGy]	Pontos de medidas
I1: Multialvos		200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade)

Tabela A4 - Objetivos de dose teste I1: Multialvo

Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
Alvo central	99% do volume deve receber pelo menos 5.000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 5300 cGy
Alvo superior	99% do volume deve receber pelo menos 2500 cGy	10% do volume não deve receber mais de 3500 cGy
Alvo inferior	99% do volume deve receber pelo menos 1250 cGy	10% do volume não deve receber mais de 2500 cGy

As Tabela 26 e 27 mostram a prescrição e objetivos de dose, respectivamente, a levar a cabo no teste de controle de qualidade I2: Próstata.

Tabela A5 - Prescrição de dose teste I2: Próstata

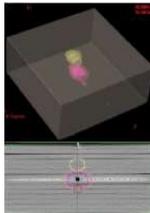
Testes	Estruturas	Dose [cGy]	Pontos de medidas
I2: Próstata		180	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade) e 2,5 cm posterior (reto)

Tabela A6 - Objetivos de dose teste I2: Próstata

Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
Próstata (PTV)	95% do volume deve receber pelo menos 7560 cGy	5% do volume não deve receber mais de 8300 cGy
Reto	30% do volume não deve receber mais de 7000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 7500 cGy
Bexiga	30% do volume não deve receber mais de 7000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 7500 cGy

As Tabela 28 e 29 mostram a prescrição e objetivos de dose, respectivamente, a levar a cabo no teste de controle de qualidade I3: Cabeça e Pescoço.

Tabela A7 - Prescrição de dose teste I3: Cabeça e Pescoço

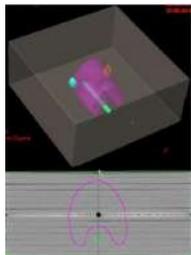
Testes	Estruturas	Dose [cGy]	Pontos de medidas
I3: Cabeça e Pescoço		200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade) e 4,0 cm posterior (medula)

Tabela A8 - Objetivos de dose teste I3: Cabeça e Pescoço

Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
Cabeça e Pescoço (PTV)	90% do volume deve receber pelo menos 5000 cGy	99% do volume deve receber pelo menos 4650 cGy
	Não mais que 20% do volume deve receber mais de 5500 cGy	
Medula	Nenhuma parte do volume deve receber mais de 4000 cGy	
Parótidas	50% do volume deve receber menos de 2.000 cGy	

As Tabela 30 e 31 mostram a prescrição e objetivos de dose, respectivamente, a levar a cabo no teste de controle de qualidade I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard).

Tabela A9 - Prescrição de dose teste I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard)

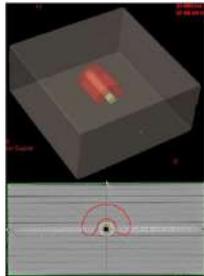
Testes	Estruturas	Dose [cGy]	Pontos de medidas
I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard)		200	isocentro na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade) e 2,5 cm anterior (centro PTV)

Tabela A10 - Objetivos de dose teste I4 e I5: C-Shape (Easy e Hard)

Estrutura	Objetivo Superior	Objetivo Inferior
C-Shape (PTV para ambos casos)	95% do volume recebe pelo menos 5000 cGy	10% do volume não deve receber mais de 5500 cGy
Medula (C-Shape_Easy)	5% do volume não deve receber mais de 2500 cGy	
Medula (C-Shape_Hard)	5% do volume não deve receber mais de 1000 cGy	

8. Transferir o plano de tratamento para a consola do Linac.
9. Alinhar o objeto simulador na mesa de tratamento ao isocentro de tratamento na linha média do objeto simulador no plano coronal (7,5 cm de profundidade).
10. Realizar imagem de verificação do posicionamento, explicação a seguir.
11. Administrar o tratamento ao objeto simulador com o plano desenvolvido como trataria um paciente real (por exemplo, use seu registro clínico e verifique o sistema). Distribua uma fração do tratamento.

A continuação se explica o procedimento para a irradiação dos casos testes.

D. Irradiação

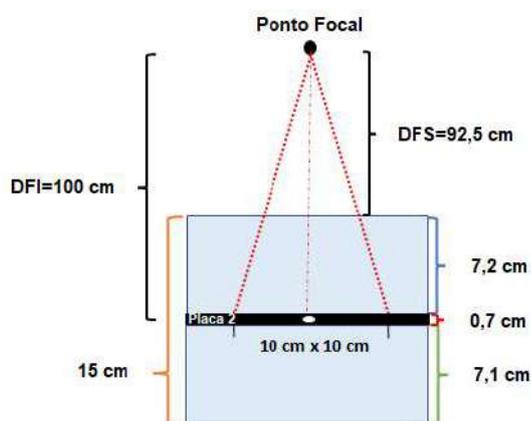
D.1. Imagem de verificação do posicionamento

- 1) Carregar no linac um campo de 30 cm x 30 cm.
- 2) Colocar sobre a mesa de tratamento placas de PMMA até completar uma espessura de 7,1 cm.
- 3) Colocar sobre elas a placa 2 do Kit-OSL com o porta-dosímetro P e alinhar com

ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.

- 4) Colocar sobre ela uma espessura de 7,2 cm de placas de PMMA.
- 5) Mover a mesa verticalmente até que a distância foco - superfície DFS=92,5 cm, ou seja, a distância foco - isocentro DFI=100 cm, ver Figura 55.
- 6) Tomar a imagem de verificação do posicionamento.
- 7) Sem precisar de ajuste, deslocar a mesa até corrigir o posicionamento para começar as irradiações.

Figura 17 - Configuração para o posicionamento do Kit-OSL e irradiação do Teste P1:AP:PA



D.2. Teste Preliminar P1: AP:PA

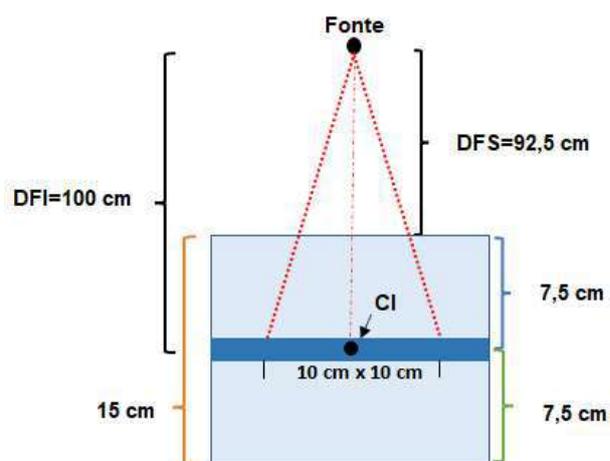
- 1) Retirar o posta-dosímetro P da placa 2 do Kit-OSL e colocar um dos portadosímetros numerados (que contém dosímetros OSL de BeO).
- 2) Verificar a posicionamento com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 3) Colocar sobre ela uma espessura de 7,2 cm de placas de PMMA.
- 4) Verificar que a DFS=92,5 cm, ver Figura 55.
- 5) Administrar o tratamento.

D.3. Teste Preliminar P1: AP:PA medido com câmara de ionização

- 1) Colocar sobre a mesa de tratamento placas de PMMA até completar uma espessura de 6,5 cm.
- 2) Colocar sobre elas uma placa com inserto par colocar a câmara de ionização
- 3) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.

- 4) Colocar a câmara de ionização, registrar os valores de pressão e temperatura da sala de tratamento.
- 5) Colocar sobre ela uma espessura de 6,5 cm de placas de PMMA.
- 6) Verificar que a DFS=92,5 cm, ver Figura 56.
- 7) Administrar o tratamento.

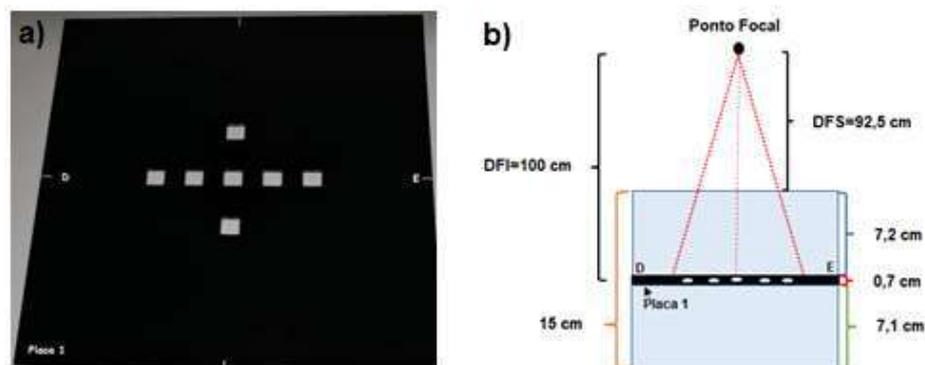
Figura 18 - Configuração para a irradiação do Teste P1:AP:PA e medida com câmara de ionização



D.4. Teste Preliminar P2: Bandas

- 1) Retirar o porta-dosímetro irradiado no teste anterior e a placa 2 do Kit-OSL
- 2) Colocar a placa 1 onde se encontrava a placa 2, com os cinco furos vazados que têm uma separação entre eles de 3 cm de centro a centro, alinhados da direita para a esquerda, ver Figura 57 a).
- 3) Colocar cinco porta-dosímetros numerados (que contém dosímetros OSL de BeO).
- 4) Colocar dois blocos sólidos nos furos vazados que não vão a ser utilizados.
- 5) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 6) Colocar sobre ela uma espessura de 7,2 cm de placas de PMMA.
- 7) Verificar que a DFS=92,5 cm, ver Figura 57 b)
- 8) Administrar o tratamento.

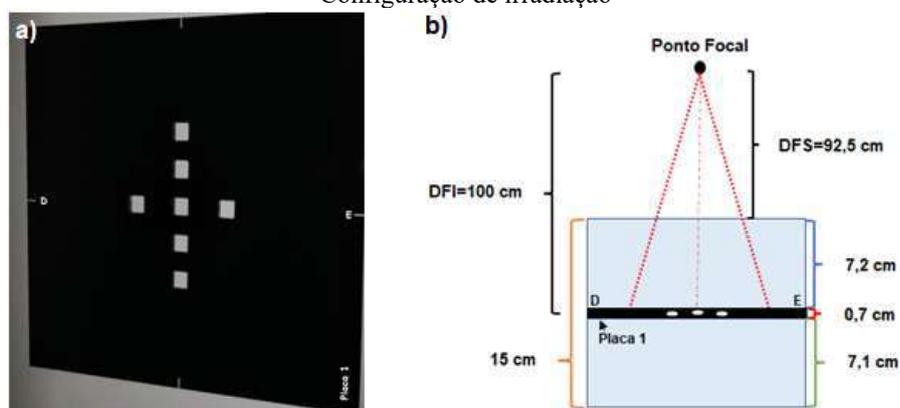
Figura A19 - Teste P2:Bandas, a) Placa 1 com cinco furos vazados alinhados de direita a esquerda, b) Configuração de irradiação



D.5. Teste de controle de qualidade IMRT/VMAT I1: Multialvo

- 1) Retirar os porta-dosímetros irradiados no teste anterior.
- 2) Girar a placa 1, colocar os três furos vazados que têm uma separação entre eles de 4 cm de centro a centro, alinhados da direita para a esquerda, ver Figura 58 a).
- 3) Colocar três porta-dosímetros numerados (que contém dosímetros OSL de BeO).
- 4) Colocar quatro blocos sólidos nos furos vazados que não vão a ser utilizados.
- 5) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 6) Colocar sobre ela uma espessura de 7,2 cm de placas de PMMA.
- 7) Verificar que a $DFS=92,5\text{ cm}$, ver Figura 58 b)
- 8) Administrar o tratamento.

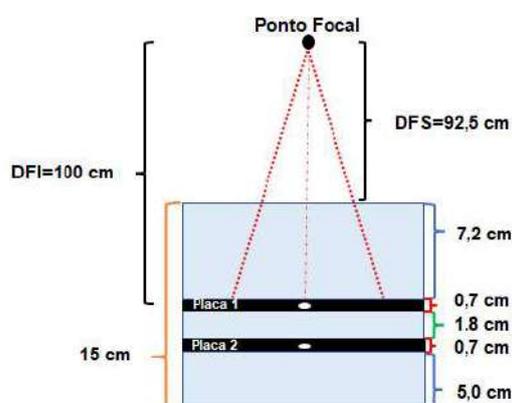
Figura A20 - Teste I1:Multialvo, a) Placa 1 com três furos vazados alinhados de direita a esquerda, b) Configuração de irradiação



D.6. Teste de controle de qualidade IMRT/VMAT I2: Próstata

- 1) Retirar os porta-dosímetros irradiados no teste anterior.
- 2) Colocar sobre a mesa de tratamento placas de PMMA até completar uma espessura de 5,0 cm.
- 3) Colocar sobre elas a placa 2 do Kit-OSL com um porta-dosímetros numerados
- 4) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 5) Colocar sobre a placa 2 uma espessura de 1,8 cm de placas de PMMA.
- 6) Colocar a placa 1 do Kit-OSL com um porta-dosímetros numerados
- 7) Colocar seis blocos sólidos nos furos vazados que não vão a ser utilizados.
- 8) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 9) Colocar sobre ela uma espessura de 7,2 cm de placas de PMMA.
- 10) Verificar que a DFS=92,5 cm, ver Figura 59.
- 11) Administrar o tratamento.

Figura A21 - Configuração de irradiação do Teste I2: Próstata

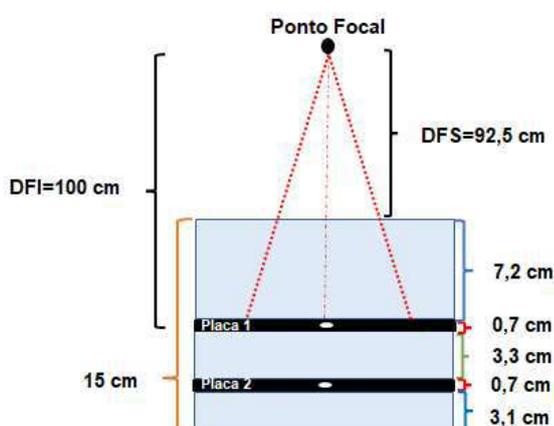


D.7. Teste de controle de qualidade IMRT/VMAT I3: Cabeça e Pescoço

- 1) Retirar os porta-dosímetros irradiados no teste anterior.
- 2) Colocar sobre a mesa de tratamento placas de PMMA até completar uma espessura de 3,1 cm.
- 3) Colocar sobre elas a placa 2 do Kit-OSL com um porta-dosímetros numerados
- 4) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.

- 5) Colocar sobre a placa 2 uma espessura de 3,3 cm de placas de PMMA.
- 6) Colocar a placa 1 do Kit-OSL com um porta-dosímetros numerados
- 7) Colocar seis blocos sólidos nos furos vazados que não vão a ser utilizados.
- 8) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 9) Colocar sobre ela uma espessura de 7,2 cm de placas de PMMA.
- 10) Verificar que a DFS=92,5 cm, ver Figura 60.
- 11) Administrar o tratamento.

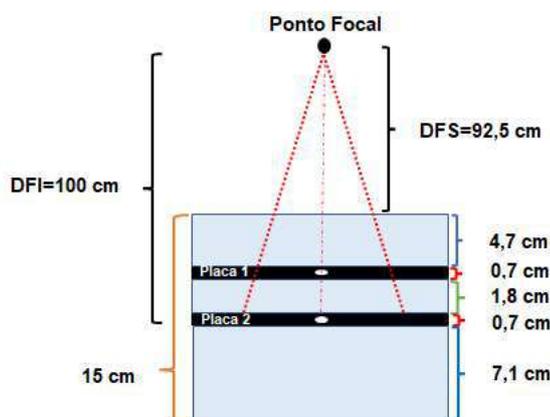
Figura A22 - Configuração de irradiação do Teste I3: cabeça e Pescoço



D.8. Teste de controle de qualidade IMRT/VMAT I4: C-Shape (Easy)

- 1) Retirar os porta-dosímetros irradiados no teste anterior.
- 2) Colocar sobre a mesa de tratamento placas de PMMA até completar uma espessura de 7,1 cm.
- 3) Colocar sobre elas a placa 2 do Kit-OSL com um porta-dosímetros numerados
- 4) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 5) Colocar sobre a placa 2 uma espessura de 1,8 cm de placas de PMMA.
- 6) Colocar a placa 1 do Kit-OSL com um porta-dosímetros numerados
- 7) Colocar seis blocos sólidos nos furos vazados que não vão a ser utilizados.
- 8) Alinhar com ajuda dos lasers e o retículo do campo, tomando como guia as marcas dos extremos da placa.
- 9) Colocar sobre ela uma espessura de 4,7 cm de placas de PMMA.
- 10) Verificar que a DFS=92,5 cm, ver Figura 61.
- 11) Administrar o tratamento.

Figura A23 - Configuração de irradiação do Teste I4 e I5: C-Shape (Easy-Hard).



D.9. Teste de controle de qualidade IMRT/VMAT I4: C-Shape (Hard)

- 1) Retirar os porta-dosímetros irradiados no teste anterior.
 - 2) Realizar os passos 2-11 do teste anterior (I4: C-Shape (Easy))
12. Preencha a folha de dados.
13. Retorne o seguinte para o remetente:
- Kit-OSL, contendo:
 - Placa 1
 - Placa 2
 - Porta-dosímetro Br
 - Porta-dosímetro P
 - Dezessete porta-dosímetros numerados (1-17)
 - Seis blocos sólidos de tamanho dos porta-dosímetros
 - Folhas de dados
15. Envie as informações do plano de tratamento eletrônico para exemplodecorreio@ufpe.br
- Distribuições de isodose em cópia impressa original no plano central do isocentro, corte axial, sagital e coronal.
 - Página de resumo do planejamento de tratamento.
 - Uma cópia dos resultados da medida com câmara de ionização do teste P1: AP:PA.

E2. FOLHA DE DADOS DA IRRADIAÇÃO DE DOSÍMETROS OSL de BeO.

Equipamento		Nº		Série	
Energia					
Centro colaborador					
Endereço		Nº		Comp	
CEP		Cidade		Estado	
Telefone					
Responsável pelas irradiações					
Email		Telefone			
Data de irradiação					
Hora de irradiação					

Tabela A11 - Resultados do Planejamento Teste I1: Multialvo

TG-119				
Teste	Estructura	Parâmetros de planejamento	Objetivo [cGy]	Atingido [cGy]
I1: Multialvo	Centro	D99	>5000	
		D10	<5300	
	Superior	D99	>2500	
		D10	<3500	
	Inferior	D99	>1250	
		D10	<2500	

Tabela A12 - Resultados do Planejamento Teste I2: Próstata

TG-119				
Teste	Estructura	Parâmetros de planejamento	Objetivo [cGy]	Atingido [cGy]
I2: Próstata	PTV	D95	>7560	
		D50	<8300	
	Recto	D30	<7000	
		D10	<7500	
	Bexiga	D30	<7000	
		D10	<7500	

Tabela A13 – Resultados do Planejamento Teste I3: Cabeça e Pescoço

TG-119				
Teste	Estructura	Parâmetros de planejamento	Objetivo [cGy]	Atingido [cGy]
I3: Cabeça e Pescoço		D90	>5000	
	PTV	D99	>4650	
		D20	<5000	
	Medula	Dmax	<4000	
	Parótida D	D50	<2000	
	Parótida E	D50	<2000	

Tabela A14 – Resultados do Planejamento Teste I4: C-Shape (Easy)

TG-119				
Teste	Estructura	Parâmetros de planejamento	Objetivo [cGy]	Atingido [cGy]
I4: C-Shape-Easy		D95	>5000	
	PTV	D10	<5500	
	Medula	D10	<2500	

Tabela A15 - Resultados do Planejamento Teste I5: C-Shape (Hard)

TG-119				
Teste	Estructura	Parâmetros de planejamento	Objetivo [cGy]	Atingido [cGy]
I5: C-Shape-Hard		D95	>5000	
	PTV	D10	<5500	
	Medula	D10	<1000	

Tabela A16 – Resultados da Irradiação Testes preliminares

Testes preliminares			
Teste	Localização (Pontos)	Dose Prescrita [cGy]	Dose Planejada [cGy]
P1: AP:PA	Isocentro		
P1: AP:PA_CI	Isocentro		
P2: Bandas	Isocentro		

Tabela A17 – Resultados da Irradiação Testes VMAT. Região de alta dose

Testes VMAT-Região de alta dose			
Teste	Localização (Pontos)	Dose Prescrita [cGy]	Dose Planejada [cGy]
I1: Multialvo	Isocentro		
I2: Próstata	Isocentro		
I3: Cabeça e Pescoço	Isocentro		
I4: C-Shape (Easy)	2.5 cm anterior		
I5: C-Shape (Hard)	2.5 cm anterior		

Tabela A18 - Resultados da Irradiação Testes VMAT. Região de baixa dose

Testes VMAT-Região de baixa dose			
Teste	Localização (Pontos)	Dose Prescrita [cGy]	Dose Planejada [cGy]
I1: Multialvo	4 cm superior 4 cm inferior		
I2: Próstata	2.5 cm posterior		
I3: Cabeça e Pescoço	4.0 cm posterior		
I4: C-Shape (Easy)	Isocentro		
I5: C-Shape (Hard)	Isocentro		

E3. QUESTIONÁRIO SOBRE O USO DO KIT-OSL

EXPERIÊNCIA NA UTILIZAÇÃO DO KIT - OSL NA AUDITORIA.

Neste formulário, é feita uma série de perguntas a fim de obter um retorno sobre o uso do Kit-OSL e as informações enviadas, para avaliação da experiência.

Q.1. As informações providenciadas no procedimento são fáceis de entender?

Discordo	<input type="radio"/>	Totalmente de				
Totalmente	1	2	3	4	5	acordo

Q.2. A folha de dados pode ser preenchida facilmente, sem dificuldades?

Discordo	<input type="radio"/>	Totalmente de				
Totalmente	1	2	3	4	5	acordo

Q.3. O Kit-OSL pode ser manuseado com facilidade?

Discordo	<input type="radio"/>	Totalmente de				
Totalmente	1	2	3	4	5	acordo

Q.4. As marcas de posicionamento das placas são úteis para posicionar corretamente o objeto simulador?

Discordo	<input type="radio"/>	Totalmente de				
Totalmente	1	2	3	4	5	acordo

Q.5. A etiquetagem das placas e dos porta-dosímetros recebidos é útil para a sua identificação?

Discordo	<input type="radio"/>	Totalmente de				
Totalmente	1	2	3	4	5	acordo

Q.6. Comentários e / ou sugestões adicionais
