

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

JUAN CARLOS CHRISOSTOMO LAMÔNICA

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM SUPERFÍCIE PARA BRAQUITERAPIA
DE ALTA TAXA DE DOSE UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS**

BELO HORIZONTE
2023

JUAN CARLOS CHRISOSTOMO LAMÔNICA

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM SUPERFÍCIE PARA BRAQUITERAPIA
DE ALTA TAXA DE DOSE UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares.
Área de Concentração: Ciências das Radiações.

Orientadora:

Prof.^a Dr.^a Adriana de Souza Medeiros Batista

Coorientadores:

Prof.^a Dr.^a Luciana Batista Nogueira

Prof. Dr. Jony Marques Geraldo

Belo Horizonte
2023

L234a Lamônica, Juan Carlos Chrisostomo.
Avaliação dosimétrica em superfície para braquiterapia de alta taxa de dose utilizando filmes radiocrômicos [recurso eletrônico] / Juan Carlos Chrisostomo Lamônica. - 2023.
1 recurso online (96 f.: il., color.) : pdf.

Orientadora: Adriana de Souza Medeiros Batista.
Coorientadores: Luciana Batista Nogueira, Jony Marques Geraldo.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndices: f. 79-96.

Bibliografia: f. 74-78.
Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Pele - Doenças - Teses. 3. Radiação - Dosimetria - Teses. 4. Braquiterapia - Teses. I. Batista, Adriana de Souza Medeiros. II. Nogueira, Luciana Batista. III. Geraldo, Jony Marques. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. V. Título.

CDU: 621.039(043)



FOLHA DE APROVAÇÃO

AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM SUPERFÍCIE PARA BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS

JUAN CARLOS CHRISOSTOMO LAMÔNICA

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 20 de junho de 2023, pela banca constituída pelos membros:

Prof.^a Adriana de Souza Medeiros Batista – Orientadora
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG

Prof.^a Luciana Batista Nogueira
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG

Prof. Jony Marques Geraldo
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG

Prof.^a Crissia Carem Paiva-Fontainha
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG

Prof. Arnje Verde Nolasco
Hospital São Francisco de Assis

Belo Horizonte, 20 de junho de 2023.

*Este trabalho é dedicado a todas as pessoas que
estiveram ao meu lado durante esses anos de formação.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me dado força, inteligência, paciência e sabedoria para enfrentar todos os desafios vividos. Agradeço aos meus pais por terem me dado apoio e incentivo durante esses anos de estudo.

Agradeço à minha orientadora Profa. Dra. Adriana de Souza Medeiros Batista e aos meus coorientadores: Profa. Dra. Luciana Batista Nogueira e Prof. Dr. Jony Marques Geraldo, pela parceria, apoio e acompanhamento nesse processo.

Agradeço ao Hospital Luxemburgo – Mário Penna, em específico o Departamento de Física Médica pela parceria no desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço a cada uma das pessoas que convivi no Departamento de Engenharia Nuclear nestes anos como aluno do Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares.

Agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pela concessão das bolsas de mestrado; à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

“Tria sunt studentibus necessaria: natura, exercitium, disciplina. In natura consideratur ut facile audita percipiat et percepta firmiter retineat; in exercitio, ut labore et sedulitate naturalem sensum excolat; in disciplina, ut laudabiliter vivens mores cum scientia componat.”

“Três coisas são necessárias aos estudantes: a capacidade natural, o exercício, e a disciplina. Na capacidade natural considera-se quão facilmente o estudante apreende o que foi ouvido e quão solidamente retém o aprendido. No exercício considera-se como o estudante cultiva a capacidade natural pelo esforço e pela assiduidade. Na disciplina considera-se como o estudante, vivendo do modo louvável, conforma a sua conduta à ciência adquirida.”

(Hugo de São Vítor, Didascalicon sobre a arte de ler)

RESUMO

O monitoramento das doses de radiação recebidas durante o tratamento radioterápico do paciente oncológico é de extrema importância para garantir a segurança e eficácia do procedimento. A dosimetria *in vivo* permite a medição da dose de radiação diretamente no paciente, durante a realização do tratamento radioterápico. Entretanto, a sua devida aplicação depende de estudos dosimétricos prévios, para posterior uso em condições clínicas. Neste trabalho, foi desenvolvido um estudo do processo de dosimetria com fantoma para aplicação *in vivo* utilizando parâmetros aplicados na rotina clínica da braquiterapia para protocolos de lesões superficiais, utilizando-se de objetos simuladores e filmes radiocrômicos do tipo EBT3. Para isso, foi desenhado e desenvolvido um aplicador constituído de 15 esferas de material sintético. Utilizou-se uma fonte de braquiterapia de ^{192}Ir e placas de água sólida para simular os tratamentos por meio de um sistema de planejamento de tratamento (TPS). Os filmes irradiados foram avaliados por meio de escaneamento e leitura, utilizando os programas ImageJ e Origin, para análise das imagens geradas. Foi realizada a calibração do sistema de dosimetria, além de irradiações baseadas em arranjos experimentais para avaliar o comportamento da dose em situações variadas: distribuição bidimensional de dose, perfil de dose em profundidade, atenuação de dose com chumbo e comportamento da dose em regiões de junções do aplicador, quando é necessário irradiar regiões próximas a uma já irradiada. Os resultados demonstraram a adequação do sistema proposto, uma vez que, além da calibração, a dose medida na superfície do aplicador e o percentual de dose em profundidade corresponderam ao valor fornecido pelo TPS. No estudo do percentual de dose em profundidade, foi observado um decréscimo da dose a partir da superfície do aplicador, conforme esperado pelo planejamento. Considerando a proteção de áreas de interesse durante o tratamento, foi demonstrado que o uso de 1 mm de chumbo próximo à região irradiada eleva os valores de dose em até 31,9% acima do valor prescrito, evidenciando que as placas de chumbo dessa espessura devem ser cobertas com material equivalente a tecido (bólus) para absorver a dose extra na vizinhança da placa. Verificou-se que é recomendável considerar uma distância de 5 mm entre as posições assumidas pelo aplicador quando regiões contíguas são irradiadas. Desta forma, o sistema de dosimetria para a modalidade HDR mostrou-se promissor para o possível controle *in vivo* dos tratamentos.

Palavras-chave: Lesões de Pele; Dose na Pele; Dose em Profundidade; Dosimetria; EBT3.

ABSTRACT

The monitoring of radiation doses received during the radiotherapeutic treatment of oncology patients is of utmost importance to ensure the safety and effectiveness of the procedure. In vivo dosimetry allows for the direct measurement of radiation dose in the patient during radiotherapeutic treatment. However, its proper application depends on previous dosimetric studies for subsequent use in clinical conditions. In this study, an investigation of the in vivo dosimetry process was conducted, focusing on the high-dose-rate (HDR) brachytherapy modality for the treatment of skin lesions, using phantom objects and EBT3 radiochromic films. For this purpose, an applicator consisting of 15 synthetic material spheres was designed and developed. A ^{192}Ir brachytherapy source and solid water plates were used to simulate the treatments through a treatment planning system (TPS). The irradiated films were evaluated by scanning and reading using the ImageJ and Origin programs for analysis of the generated images. The dosimetry system was calibrated, and irradiations based on experimental arrangements were performed to evaluate the dose behavior in various situations: two-dimensional dose distribution, depth dose profile, dose attenuation with lead, and dose behavior in applicator junction regions when it is necessary to irradiate regions close to an already irradiated area. The results demonstrated the suitability of the proposed system, as the measured dose on the applicator surface and the percentage of dose at depth corresponded to the values provided by the TPS, in addition to the calibration. In the study of the depth dose percentage, a decrease in dose from the surface of the applicator was observed, as expected from the planning. Considering the protection of areas of interest during treatment, it was shown that the use of 1 mm of lead near the irradiated region increases the dose values by up to 31.9% above the prescribed value, highlighting that lead plates of this thickness should be covered with tissue-equivalent material (bolus) to absorb the extra dose in the vicinity of the plate. It was found that it is advisable to consider a distance of 5 mm between the positions assumed by the applicator when contiguous regions are irradiated. Thus, the dosimetry system for HDR modality proved promising for potential in vivo treatment control.

Keywords: Skin Lesions; Brachytherapy; Skin Dose; Depth Dose; EBT3.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Sistema <i>afterloader</i> para HDR microSelectron® Digital (Nucletron-Elekta, Estocolmo, Suécia) pertencente ao Hospital Luxemburgo	33
Figura 2 – Diagrama esquemático de fontes de alta taxa de dose E&Z Bebig HDR ⁶⁰ Co (acima) e Nucletron HDR ¹⁹² Ir modelo mHDR-v2r (abaixo). As dimensões estão em milímetros	34
Figura 3 – Sistemas de coordenadas para cálculos de dosimetria da fonte de ¹⁹² Ir .	36
Figura 4 – Representação esquemática dos volumes de tratamento na radioterapia	38
Figura 6 – Espectro de absorção visível do componente ativo do filme EBT após uma exposição a radiação	41
Figura 7 – Espectro de absorção visível total do filme EBT antes e após irradiação com dose de 2,01 Gy	42
Figura 8 – Espectro de absorção visível do marcador presente na camada ativa do filme EBT antes e após uma irradiação	42
Figura 9 – Scanner Epson Expression 10000XL utilizado, pertencente ao Hospital Luxemburgo	46
Figura 10 – Placas de água sólida Gammex® 457	47
Figura 11 – Aplicador desenvolvido pelo Departamento de Física Médica do Hospital Luxemburgo	48
Figura 12 – Desenho esquemático da montagem para a calibração dos filmes radiocrômicos	51
Figura 13 – Arranjo experimental utilizado para a calibração dos filmes radiocrômicos	51
Figura 14 – Montagem para a irradiação dos filmes radiocrômicos. A espessura d mostrada na figura variou entre 1 e 5 mm	54
Figura 15 – Arranjo experimental para distribuição bidimensional de dose	55
Figura 16 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose em profundidade	56
Figura 17 – Arranjo experimental para perfil de dose em profundidade	56
Figura 18 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose para o intervalo paralelo	57
Figura 19 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose para o intervalo transversal	57
Figura 20 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose em profundidade	58
Figura 21 – Alteração na coloração dos filmes após as irradiações	59

Figura 22 – Imagem de um conjunto de filmes separadas nos canais <i>red</i> (vermelho), <i>green</i> (verde) e <i>blue</i> (azul)	59
Figura 23 – Intensidade dos filmes separadas nos canais <i>red</i> (vermelho), <i>green</i> (verde) e <i>blue</i> (azul)	60
Figura 24 – Curvas de calibração para os filmes EBT3 relacionando a dose absorvida com a densidade óptica	62
Figura 25 – Mapa de dose superficial utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado	63
Figura 26 – Mapa de dose em profundidade de 1 mm utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado	63
Figura 27 – Mapa de dose em profundidade de 3 mm utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado	64
Figura 28 – Mapa de dose em profundidade de 5 mm utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado	64
Figura 29 – Irradiação controle para distribuição pontual de dose na superfície	66
Figura 30 – Distribuição de dose em parada única (a) com blindagem de 1 mm e (b) blindagem de 2 mm	67
Figura 31 – Filme utilizado a obtenção das informações de intensidade de cor para perfil de dose em profundidade	68
Figura 32 – Perfil de dose em profundidade obtido com o filme EBT3. (b) obtido no <i>OncentraBrachy</i>	69
Figura 33 – Captura da tela de planejamento no plano coronal	70
Figura 34 – Mapa bidimensional de dose superficial para o intervalo longitudinal	71
Figura 35 – Mapa bidimensional de dose superficial para intervalo transversal	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Isótopos utilizados em braquiterapia e algumas de suas características físicas	31
Tabela 2 – Parâmetros utilizados na construção da curva de calibração	60
Tabela 3 – Parâmetros utilizados na construção da curva de calibração	61
Tabela 4 – Valores de dose máxima ($D_{\text{máx}}$) obtida nos mapas de dose	65
Tabela 5 – Valores de Percentual de Dose (PD) obtidos no <i>OncentraBrachy</i> e no filme EBT3	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
CQ	Controle de Qualidade
CSR	Camada Semi-redutora
ESTRO	<i>European Society for Radiotherapy & Oncology</i>
GEC	<i>Groupe Européen de Curiethérapie</i>
HDR-BT	Braquiterapia de Alta Taxa de Dose
INCA	Instituto Nacional de Câncer
ICRU	<i>International Commissioning on Radiation Units and Measurements</i>
LET	Transferência Linear de Energia
OAR	Orgãos em risco
RCF	Filme Radiocrômico
TPS	Sistema de Planejamento de Tratamento

LISTA DE SÍMBOLOS

C	Coulomb
D	Dose absorvida
\dot{D}	Taxa de Dose
DO	Densidade Ótica
E_{lig}	Energia de Ligação
R	Röntgen
I	Intensidade
Z	Número Atômico
ν	Frequência
h	Constante de Planck
μ_m	Coefficiente de atenuação mássico
μ_e	Coefficiente de atenuação eletrônico
μ_{ab}	Coefficiente de absorção de energia
μ_{tr}	Coefficiente de transferência de energia
ρ	Densidade

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REFERENCIAL TEÓRICO	22
2.1	Interação da radiação com a matéria	22
2.1.1	Interação de fótons com a matéria	22
2.1.2	Interação de elétrons com a matéria	25
2.1.3	Dosimetria das radiações	26
2.1.4	Percentual de Dose em Profundidade (PDP)	29
2.2	Radioterapia	29
2.2.1	Modalidades de braquiterapia e isótopos utilizados	30
2.2.2	Braquiterapia HDR	32
2.2.3	Dosimetria da fonte de ¹⁹² Ir	35
2.3	Planejamento em radioterapia	37
2.4	Dosimetria em radioterapia	38
2.4.1	Filme EBT3	39
2.4.1.1	Arquitetura	39
2.4.2	Medidas dosimétricas com o EBT3	41
2.4.3	Sistema de Leitura	43
2.4.3.1	Incertezas associadas à determinação de dose	43
2.5	Objeto Simulador	44
3	MATERIAIS E MÉTODOS	45
3.1	Materiais	45
3.1.1	<i>Scanner</i>	45
3.1.2	ImageJ	46
3.1.3	Placas de água sólida Gammex 457	47
3.1.4	Fonte MicroSelectron V2	48
3.1.5	Aplicador	48
3.2	Métodos	49
3.2.1	Calibração dos Filmes Radiocrômicos EBT3	49
3.2.1.1	Manuseio dos filmes	49
3.2.1.2	Arranjo experimental	50
3.2.1.3	Leitura e obtenção da curva de calibração	51
3.2.2	Dosimetria	53

3.2.2.1	Distribuição bidimensional de dose	54
3.2.2.2	Perfil de dose em profundidade	55
3.2.2.3	Estudo de intervalo	57
3.2.2.4	Atenuação de dose com placa de chumbo	58
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	59
4.1	Análise da calibração do filme EBT3	59
4.2	Distribuição bidimensional de dose	62
4.3	Atenuação de dose com placa de chumbo	65
4.4	Perfil de dose em profundidade	68
4.5	Estudo de intervalo	71
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	73
	REFERÊNCIAS	74
	ANEXOS	79
	ANEXO A – DOSIMETRIA DA FONTE	80
	ANEXO B – DOSIMETRIA DA FONTE	81
	ANEXO C – PLANEJAMENTO CALIBRAÇÃO	84
	ANEXO D – PLANEJAMENTO NÃO OTIMIZADO	87
	ANEXO E – PLANEJAMENTO OTIMIZADO	92

1 INTRODUÇÃO

O câncer é a segunda maior causa de morte no Brasil, perdendo apenas para as doenças cardiovasculares. De acordo com dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA), estima-se que haverá 704.080 novos casos de câncer, 483 mil se excluídos os casos de câncer de pele não melanoma, a cada ano no triênio 2023–2025. Esses números destacam a necessidade de um perfil de magnitude em países em desenvolvimento, para monitorar a morbimortalidade e implementar ações de prevenção e controle do câncer e seus fatores de risco. Entre esses casos, estima-se 101.920 novos casos de câncer de pele não melanoma em homens e 118.570 em mulheres, totalizando 220.490 novos casos. Quanto ao câncer de pele melanoma, estima-se a ocorrência de 4.640 casos novos em homens e 4.340 em mulheres. Esses valores correspondem a uma taxa estimada de 4,37 casos novos a cada 100.000 homens e 3,9 para cada 100.000 mulheres (INCA, 2023). Esses números refletem uma realidade global, já que estima-se que um em cada três adultos desenvolverá algum tipo de neoplasia (BRAY *et al.*, 2018). Existem mais de 200 tipos de câncer reconhecidos histologicamente, sendo que os tratamentos mais comuns incluem cirurgia, quimioterapia, radioterapia, hormonioterapia e imunoterapia. Em geral, os pacientes com câncer são submetidos a duas ou mais formas de tratamento, dependendo do estágio da doença e de suas condições clínicas (MCCUNE, 2018).

Dentro das modalidades terapêuticas citadas, a radioterapia mostra-se essencial no tratamento de pacientes com câncer. É uma abordagem amplamente utilizada para tratar diversos tipos de câncer, abrangendo o uso da radiação ionizante. Para o tratamento de radioterapia, são consideradas as variações de posicionamento do paciente, o movimento dos órgãos internos e o próprio movimento do paciente. Sendo essencial para garantir a precisão e a eficácia do tratamento, pois a localização precisa do tumor e a proteção dos tecidos saudáveis adjacentes são aspectos fundamentais (SANTOS, 2017). A radioterapia está em constante evolução, com avanços tecnológicos e científicos que permitem melhorar ainda mais os resultados do tratamento (EL-SHERIF *et al.*, 2019; XU *et al.*, 2020). Estudos científicos demonstram a eficácia da radioterapia em diferentes tipos de câncer, contribuindo para a redução do tamanho do tumor, o controle local da doença e a melhoria da sobrevida dos pacientes (BARKER *et al.*, 2019; DENG *et al.*, 2020). É importante ressaltar que a radioterapia é um tratamento individualizado, adaptado às características de cada paciente e do próprio câncer. A decisão de utilizar a radioterapia como parte do plano de tratamento é feita por uma equipe multidisciplinar, composta por médicos oncologistas, físicos médicos e outros profissionais de saúde, levando em consideração o estágio da doença, a localização do tumor, as condições clínicas do paciente e os objetivos

terapêuticos (MAYER *et al.*, 2021).

A braquiterapia é um método radioterápico valorizado devido aos excelentes resultados no tratamento de neoplasias em localização desfavorável, a exemplo das regiões de curvas anatômicas e próximas a órgãos críticos (ponte nasal, região periorbitária e pele do tórax). Ela também permite o tratamento de grandes tumores com prejuízo mínimo nos tecidos saudáveis e alta probabilidade de cura sem complicações locais adversas (SZEWCZYK *et al.*, 2014). A braquiterapia tem sido utilizada em pequenas lesões de câncer de pele, usando aplicadores de superfície. Os avanços tecnológicos contínuos nos últimos anos neste campo permitiram o uso de aplicações bem preparadas de fontes radioativas utilizando sistemas de pós-carregamento. Atualmente, uma das técnicas mais utilizadas é a braquiterapia de alta taxa de dose (HDR), utilizando isótopos radioativos ^{192}Ir ou ^{60}Co (SKOWRONEK, 2015).

O câncer de pele é o mais comum entre os tipos de tumores, sendo responsável por mais da metade dos tumores malignos diagnosticados anualmente no mundo. Devido a pele ser o maior e mais extenso órgão do corpo humano, o surgimento de lesões, é rapidamente percebido pelo paciente nos estágios iniciais. Devido ao seu histórico, estadiamento e tratamento, os tumores malignos de pele são divididos em dois tipos: os melanomas e os não melanomas. O melanoma tem uma menor incidência quando comparado ao câncer de pele não melanoma, porém é mais agressivo com um elevado índice de mortalidade associado. No caso do câncer não melanoma o seu diagnóstico e tratamento precoce são responsáveis por evitar deformações físicas e alterações funcionais devido ao tratamento agressivo no controle de tumores mais avançados (SALVAJOLI *et al.*, 2013). No tratamento de câncer de pele, a cirurgia pode ser mutilante, ou exigir técnicas complexas de reconstrução plástica sob anestesia geral. Deste modo, a radioterapia tem sido utilizada para o tratamento há mais de 50 anos, com diferentes técnicas que incluem: raios X superficiais; raios X de ortovoltagem; fótons de megavoltagem; irradiação por feixe de elétrons e braquiterapia de alta taxa de dose (HDR). A radioterapia, em particular a braquiterapia bem planejada, é frequentemente o tratamento de escolha em casos de câncer de pele que não podem ser tratados via excisão cirúrgica sem danos graves (SKOWRONEK, 2015; DAURADE *et al.*, 2020).

A radioterapia tem sido utilizada desde o início do século XX no tratamento de doenças neoplásicas malignas e de outros tipos de patologia. Atualmente, a sua aplicação se mostra praticamente restrita aos tumores malignos, o seu uso também se aplica a algumas enfermidades benignas, apresentando bons resultados a exemplo do alívio da dor em doenças inflamatórias e degenerativas (tratamento paliativo); ou na inibição do

crescimento de queloides (SALVAJOLI *et al.*, 2013).

Os queloides são formados como resultado de um crescimento excessivo de tecido na derme, ocorrendo além da extensão de uma lesão cutânea, como uma área de inflamação, uma queimadura ou uma incisão cirúrgica (OHTA *et al.*, 2018). Embora sejam tumores benignos da derme, por se estenderem além das bordas da ferida, acabam sendo associados a deformações cosméticas tendo sintomas como dor, prurido ou sensação de queimação, impactando negativamente na qualidade de vida do paciente sob os pontos de vista estético, psicológico e funcional, justificando assim o seu uso (BIJLARD *et al.*, 2017). A excisão cirúrgica para remover queloides é comumente fornecida como tratamento. Porém, esse procedimento isoladamente mostra taxas de recidiva entre 50–80% dos casos tratados (LAWRENCE, 1991). A excisão cirúrgica conjugada com radioterapia pós-operatória acaba sendo a melhor escolha para prevenir a recorrência. A modalidade de braquiterapia, tem sido descrita há vários anos como tratamento de cicatrizes queloides e é considerado um dos tratamentos mais eficazes combinados com a cirurgia (KOVALIC; PEREZ, 1989; SCLAFANI *et al.*, 1996; HOANG *et al.*, 2017).

O monitoramento das doses de radiação recebidas durante o tratamento radioterápico do paciente oncológico são de extrema relevância em termos de precisão da dosimetria, resultando em benefício direto para o paciente. A dosimetria *in vivo* é uma técnica utilizada em radioterapia que permite a medição da dose de radiação diretamente no paciente, durante a realização do tratamento radioterápico. Essa técnica permite a avaliação da dose efetivamente entregue ao tecido-alvo e aos tecidos circundantes, garantindo a precisão do tratamento e minimizando a dose em órgãos saudáveis. No Brasil, a dosimetria *in vivo* para radioterapia é acessível para poucos serviços, sendo essa rotina comum em países desenvolvidos. A sua importância se deve ao monitoramento das doses recebidas durante o tratamento (VIEGAS *et al.*, 2002; LIU *et al.*, 2015). Entretanto, para a sua devida aplicação, é necessário estabelecer estudos dosimétricos que possam ser realizados de maneira indireta com uso de simuladores físicos (fantomas), ou simuladores computacionais. Os simuladores físicos compreendem objetos que representam em forma e ou tamanho de uma estrutura anatômica, seu material precisa ter densidade semelhante à do corpo humano. Para determinar a dose absorvida é então necessário utilizar algum instrumento dosimétrico, como os filmes radiocrômicos (OLIVEIRA, 2012; NOGUEIRA *et al.*, 2015)

Os filmes radiocrômicos apresentam diversas vantagens significativas em aplicações de dosimetria. Primeiramente, eles possuem uma densidade equivalente à água, o que permite uma medição mais precisa da dose de radiação recebida, uma vez que a formação corporal humana é constituída cerca de 60% de água. Além disso, estes filmes oferecem

alta resolução espacial, permitindo a detecção de variações finas na distribuição da dose. Vários estudos científicos destacam a eficácia e a confiabilidade dos filmes radiocrômicos em aplicações de dosimetria em radiologia e radioterapia. A precisão e a estabilidade desses filmes os tornam uma ferramenta valiosa no controle de qualidade de equipamentos, na verificação de doses administradas durante o tratamento e na pesquisa de otimização de protocolos terapêuticos. A tecnologia dos filmes vem evoluindo, com o desenvolvimento de novos materiais e técnicas que prometem melhorar ainda mais sua eficiência e precisão (BUTSON *et al.*, 2001; DEVIC *et al.*, 2016; SANTOS *et al.*, 2021).

Os impactos na melhoria da dosimetria *in vivo* estão na melhoria da avaliação dos planejamentos radioterápicos pela equipe multidisciplinar. Os efeitos em radioterapia são dose dependentes e, com isso, a melhor forma de avaliar o resultado de um tratamento é se assegurar que a dose prescrita foi realmente recebida pelo paciente. Tendo este conhecimento, pode-se avaliar os protocolos de tratamentos radioterápicos empregados, elevar a efetividade dos tratamentos e melhorar os resultados esperados.

Levando em conta questões surgidas acerca da utilização da radioterapia, em específico na modalidade de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) para tratamentos em lesões de pele tanto na forma de tumores malignos (melanoma e não melanoma), quanto na forma de tumores benignos (queloides) foi desenhado e desenvolvido um aplicador para responder a estas questões. Desta forma este trabalho é motivado pela necessidade de um melhor monitoramento das doses de radiação entregues com a finalidade de melhorar o tratamento trazendo benefícios diretos ao paciente. Sendo assim fora definido como objetivo deste trabalho o estabelecimento de estudos dosimétricos para tratamento de lesões de pele utilizando objetos simuladores e filmes radiocrômicos do tipo EBT3, visando a implementação ou melhorias na dosimetria *in vivo* na rotina de um serviço de radioterapia. O que se justifica também pelo fato da dosimetria *in vivo* ter pouca adesão nos serviços de radioterapia do país.

Este primeiro capítulo, conforme exposto, trata de toda problemática objeto de estudo desta dissertação, apresentando as justificativas, objetivos e um breve resumo da metodologia aplicada para atingir os objetivos deste trabalho.

No [Capítulo 2](#) estão apresentados os fundamentos de física das radiações necessários para o desenvolvimento do trabalho. Seguida de uma delimitação dos conceitos relativos à radioterapia e aos filmes radiocrômicos.

No [Capítulo 3](#) está delineada a metodologia, equipamentos e recursos utilizados na calibração do filme e das medidas para determinação da: distribuição bidimensional de dose gerada pelo aplicador dermatológico; atenuação de dose com placa de chumbo em

áreas em que se quer proteger; perfil de dose em profundidade e estudo de intervalo na junção de uso do aplicador para lesões de maior comprimento.

No [Capítulo 4](#) estão apresentados os resultados divididos de acordo com as cinco medidas realizadas conforme exposto na metodologia.

O [Capítulo 5](#) trata das considerações finais pertinentes ao trabalho juntamente das perspectivas de desenvolvimento de trabalhos futuros.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Interação da radiação com a matéria

A radiação é um fenômeno físico caracterizado pelo transporte de energia entre dois pontos distintos. Essa energia pode ser classificada em dois tipos, conforme sua capacidade de ionizar átomos da matéria: radiação ionizante e radiação não ionizante. Além disso, a radiação pode ser categorizada de acordo com sua natureza física, sendo dividida de acordo com [Johns e Cunningham \(1983\)](#) em: *i*) radiação corpuscular: composta por partículas subatômicas como prótons e elétrons, ou íons pesados como as partículas alfa; *ii*) radiação eletromagnética: não possui massa e é formada exclusivamente por ondas de campos eletromagnéticos oscilantes no tempo e no espaço, propagando-se na velocidade da luz.

É possível caracterizar uma radiação combinando ambas as classificações mencionadas. Vale ressaltar que, embora a maioria das radiações corpusculares seja ionizante, nem toda radiação eletromagnética possui essa característica. A radiação eletromagnética para ser ionizante deve ter comprimento de onda menor ou igual ao do ultravioleta. Ainda assim, vale lembrar que a energia E transportada pela onda eletromagnética está associada aos fótons – partículas elementares presentes na composição da própria onda – através da relação de Einstein-Planck:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}, \quad (2.1)$$

onde h é a constante de Planck, c a velocidade da luz, ν e λ são respectivamente a frequência e o comprimento de onda da radiação eletromagnética.

Um feixe de radiação ionizante interagindo com a matéria sofrerá interações diferentes a depender do tipo da radiação (corpuscular ou eletromagnética), da energia das partículas de que o feixe é constituído, do número atômico dos átomos que compõe o meio material e da sua densidade. Independentemente da sua natureza, após penetrar na matéria, haverá dois fluxos majoritários de partículas em trânsito: o feixe incidente e os elétrons secundários oriundos dos átomos pelo processo de ionização.

2.1.1 Interação de fótons com a matéria

Ao interagir com a matéria, um feixe de fótons (radiação eletromagnética) passa por várias interações com os átomos do meio, incluindo elétrons na eletrosfera e partículas no núcleo. A probabilidade de ocorrência dessas interações é medida pela seção de choque,

que avalia a probabilidade de interação por unidade de área. A seção de choque depende da energia do fóton, representada por $h\nu$, e do número atômico Z do material em que ocorre a interação. O fóton pode interagir com os elétrons mais externos do átomo, que possuem baixa energia de ligação e são considerados quase livres, resultando no efeito *Compton*. Também pode interagir com elétrons mais internos, fortemente ligados, causando espalhamento coerente conhecido como espalhamento *Rayleigh*, ou resultando no efeito fotoelétrico. Além disso, pode ocorrer interação com o núcleo atômico, resultando na produção de pares, como par elétron-pósitron. Nessas interações, o fóton pode desaparecer completamente, como ocorre no efeito fotoelétrico e na produção de pares. Ele também pode sofrer espalhamento coerente, onde a energia é conservada, ou espalhamento incoerente, onde o fóton perde energia, como no caso do efeito *Compton* (KHAN; GIBBONS, 2014).

A interação particular que um fóton sofre ao atravessar um meio material segue um processo probabilístico. A probabilidade de o fóton não sofrer interação com o meio é proporcional à espessura, densidade e número atômico do meio que ele atravessará e segue uma distribuição de *Poisson*. Portanto, após atravessar uma espessura x de um meio absorvedor, um feixe de fótons que inicialmente possui uma intensidade I_0 terá sua intensidade reduzida para $I(x)$, conforme a equação:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}, \quad (2.2)$$

onde μ é a constante de proporcionalidade para ocorrência da interação do fóton com o meio, chamado de coeficiente de atenuação linear e tem unidade de inverso de comprimento. O coeficiente de atenuação linear fornece a probabilidade de interação do fóton com o meio por comprimento de trajetória em função da energia do fóton e do número atômico do meio (KHAN; GIBBONS, 2014).

A partir do coeficiente de atenuação linear podem ser definidos o coeficiente de atenuação mássico (μ_m) e o coeficiente de atenuação eletrônico (μ_e) dados por:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}, \quad (2.3)$$

$$\mu_e = \frac{A}{\rho N_A Z} \mu, \quad (2.4)$$

onde ρ é a densidade do meio (g/cm^3), A é o número de massa, N_A o número de Avogadro e Z o número atômico do átomo que compõe o meio. Assim, as unidades do coeficiente de

atenuação mássico e do coeficiente de atenuação eletrônico são respectivamente cm^2/g e $\text{cm}^2/\text{elétron}$ (PODGORSAK *et al.*, 2005).

Em termos de dosimetria das radiações dois outros coeficientes de atenuação são importantes: o coeficiente de transferência de energia (μ_{tr}) e o coeficiente de absorção de energia (μ_{ab}) dados por:

$$\mu_{tr} = \frac{\overline{E}_{tr}}{h\nu} \quad (2.5)$$

$$\mu_{ab} = \frac{\overline{E}_{ab}}{h\nu} \quad (2.6)$$

onde $h\nu$ é a energia do fóton, \overline{E}_{tr} e \overline{E}_{ab} são respectivamente a energia média transferida para as partículas carregadas do meio (elétrons e pósitros) e a energia média absorvida pelas partículas carregadas do meio.

Nem toda energia transferida é absorvida pelas partículas do meio, pois parte da energia é perdida por emissão radiativa (*bremmstrahlung* e outras perdas) e com isso tem-se:

$$\mu_{tr} = \mu_{tr}(1 - g) \quad (2.7)$$

onde g é a fração da energia transferida que é perdida na forma de radiação.

Se na interação com o meio, o fóton com energia $h\nu$ interage com um elétron orbital fortemente ligado, ele poderá sofrer efeito fotoelétrico e, neste processo, será completamente absorvido (o fóton desaparecerá) e o elétron será ejetado do átomo com uma energia cinética K dada como $h\nu - \phi$, onde ϕ é a energia de ligação do elétron no átomo. O coeficiente de atenuação mássico para o efeito fotoelétrico τ/ρ é proporcional a $(Z/h\nu)^3$ onde Z é o número atômico do material atenuador.

No espalhamento *Rayleigh* (coerente), o fóton sofre uma colisão elástica com a nuvem eletrônica do átomo, não perdendo energia na colisão e sendo espalhado em pequeno ângulo. Como não há energia transferida para o meio, o espalhamento *Rayleigh* não contribui para a absorção de energia pelo meio.

No efeito *Compton*, o fóton interage com um elétron quase livre no átomo (elétron com baixa energia de ligação) e perde parte da sua energia para o recuo do elétron *Compton* que é ejetado do átomo. Como no efeito *Compton* a energia do fóton ($h\nu$) é muito maior do que a energia de ligação do elétron E_{lig} ($h\nu \gg E_{lig}$) (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). O coeficiente de atenuação mássico para o efeito *Compton* σ_c/ρ é independente do número atômico e guarda uma dependência angular com a energia do fóton incidente.

No processo de interação por produção de pares, a interação entre dois fótons os transforma em um par elétron-pósitron com uma energia cinética de $K = h\nu - 2m_0c^2$, dividida entre essas duas partículas. Para que esta interação ocorra, o fóton deve ter uma energia mínima igual 1,02 MeV, que é a energia de repouso do par elétron-pósitron ($2m_0c^2$). O coeficiente de atenuação mássico para produção de pares κ/ρ varia aproximadamente proporcional ao número atômico Z do meio atenuador. Quando a radiação incidente no meio é composta por fótons gama do ^{192}Ir , a energia média dos fótons (380 keV) é baixa, e portanto, a transferência de energia para o meio por produção de pares é praticamente desprezível.

Para uma dada energia do fóton incidente $h\nu$ e meio atenuador com número atômico Z , o coeficiente de transferência de energia μ_{tr} será dado pela soma dos coeficientes das interações individuais sofridas pelo fóton, ou seja:

$$\mu_{tr} = \tau \frac{(\bar{E}_K)_{tr}^{EF}}{h\nu} + \sigma_c \frac{(\bar{E}_K)_{tr}^{EC}}{h\nu} + \kappa \frac{(\bar{E}_K)_{tr}^{PP}}{h\nu}, \quad (2.8)$$

onde $(\bar{E}_K)_{tr}^{EF}$, $(\bar{E}_K)_{tr}^{EC}$, $(\bar{E}_K)_{tr}^{PE}$ são respectivamente as energias médias transferidas para os elétrons por Efeito Fotoelétrico, Efeito *Compton* e Produção de Pares (PODGORSAK *et al.*, 2005).

2.1.2 Interação de elétrons com a matéria

Os elétrons do meio que foram ejetados pelos fótons da radiação incidente sofrem interações Coulombianas com os elétrons orbitais ou com o núcleo atômico. Nestas interações perderão sua energia cinética através de colisões inelásticas ou emissão radiativa. Poderão ainda sofrer colisões elásticas apenas mudando a sua direção de incidência (espalhamento). Em física das radiações, a melhor forma de se estudar as perdas de energia dos elétrons é através do poder de parada (*stopping power*) dos elétrons, ao invés de analisar a seção de choque para a interação (PODGORSAK *et al.*, 2005).

A perda de energia inelástica de um elétron se movendo em um meio de densidade ρ é calculada através do poder de parada total mássico $(S/\rho)_{tot}$ (do inglês, *total mass stopping power*), que fornece a perda de energia cinética E_K dos elétrons por unidade de comprimento de trajetória x dentro do meio. A partir desta definição, o poder de parada total mássico pode ser escrito como:

$$(S/\rho)_{tot} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_K}{dx}. \quad (2.9)$$

O poder de parada total mássico é uma medida expressa em unidades de $\text{MeV} \cdot \text{cm}^2/\text{g}$. Ele descreve a capacidade de um material em absorver a energia de partículas carregadas que atravessam o meio. No caso dos elétrons, eles podem perder energia de duas maneiras principais: através de colisões com outros elétrons, resultando em ionização e excitação dos átomos ou por meio da emissão de radiação durante a interação com o núcleo (PODGORSAK *et al.*, 2005):

$$(S/\rho)_{tot} = (S/\rho)_{col} + (S/\rho)_{rad}, \quad (2.10)$$

onde $(S/\rho)_{col}$ e $(S/\rho)_{rad}$ são respectivamente os poderes de parada colisional mássico e o poder de parada radiativo mássico. O poder de parada colisional mássico foi derivado primeiramente pela fórmula de Bethe-Bloch sendo dado por:

$$(S/\rho)_{col} = 2\pi r_0^2 N_c \frac{\mu_0}{\beta^2} \left[\ln \frac{E^2 + (E + 2\mu_0)}{2\mu_0 I^2} + \frac{\frac{E^2}{8} - (2E + \mu_0)\mu_0 \ln 2}{(E + \mu_0)^2} + 1 - \beta^2 - \delta \right], \quad (2.11)$$

onde N_c é o número de elétrons por grama do meio, E é a energia cinética dos elétrons, I a energia média de excitação dos átomos do meio, $\beta = v/c$, $\mu_0 = m_0 c^2$ e δ a correção de densidade para elétrons necessária porque os átomos tornam-se polarizados pelo campo elétrico do elétron incidente e esta polarização reduz o efeito do campo elétrico dos elétrons incidentes em pontos distantes.

Para elétrons com energias menores do que 100 MeV, o poder de parada radioativo mássico é dado por:

$$(S/\rho)_{rad} = 4r_0^2 \frac{N_c Z E}{137} \left[\ln \frac{2(E + 2\mu_0)}{\mu_0} - \frac{1}{3} \right], \quad (2.12)$$

onde os termos tem a mesma definição dada para o $(S/\rho)_{col}$ (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983).

2.1.3 Dosimetria das radiações

A dose de radiação é uma grandeza física que possui uma definição clara e é medida em uma unidade do Sistema Internacional. A dose absorvida de radiação (D), também conhecida como dose de radiação ou simplesmente dose, é definida como a energia média ($d\bar{E}$) entregue pela radiação ionizante em um pequeno volume de massa (dm) em um meio

material específico sendo estabelecido pelo ICRU 51 (ICRU, 1993b):

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}, \quad (2.13)$$

A unidade de dose absorvida é o Joule por quilograma (J/kg), que recebe o nome de Gray (Gy). Na definição de dose absorvida, não é considerado o tipo de radiação incidente, nem o tipo de material absorvente.

A radiação ionizante, na forma de fótons, transfere energia para o meio de duas maneiras: por meio de colisões que extraem elétrons dos átomos (ionização) e por meio de desaceleração que resulta em emissão de radiação. Em condições de equilíbrio eletrônico, a porção da energia depositada no meio na forma de radiação (fótons) escapa do volume de massa (dm), enquanto somente a parte resultante de colisões contribui para a dose de radiação local. Essa contribuição colisional pode ser expressa da seguinte forma:

$$D = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right), \quad (2.14)$$

onde Ψ é a fluência de energia (número de fótons incidentes por intervalo de energia *versus* a energia média do intervalo em que atravessam uma pequena área infinitesimal) e os parâmetro em parêntesis é o coeficiente de absorção mássico que traduz a probabilidade de interação dos fótons incidentes com os elétrons do meio (KHAN; GIBBONS, 2014).

Em radioterapia os detectores de referência são do tipo a gás, com o volume sensível constituído por ar, e a razão da dose medida no ar (D_{ar}) para a dose no meio (D_{meio}) pode ser obtida a partir da Equação 2.14 como sendo:

$$\frac{D_{meio}}{D_{ar}} D = A \frac{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{meio}}{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{ar}}, \quad (2.15)$$

onde A é o fator de transmissão que iguala à razão da fluência (Ψ_{meio}/Ψ_{ar}) no ponto de interesse.

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (ICRU) definiu a grandeza de exposição (X) como a medida da quantidade de íons produzidos no ar. Essa grandeza é definida pelo ICRU 33 através da seguinte razão (JANSEN, 1980):

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (2.16)$$

onde dQ é o valor absoluto de todas as cargas dos íons de mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons gerados pelos fótons incidentes no volume de ar de massa dm são completamente parados no ar. No Sistema Internacional a unidade de exposição é o Röntgen (R), que equivale a uma carga de $2,58 \times 10^{-4}$ C gerada em uma massa de 1 kg de ar nas condições normais de temperatura e pressão. Isto porque em sua primeira definição, em 1956, 1 Roentgen foi definido como sendo equivalente à produção de uma unidade de carga eletrostática (1 esu = $3,3356 \times 10^{-10}$ Coulomb) por cm^3 de ar seco (densidade de $1,293 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ nas condições normais de temperatura e pressão). De modo geral, os detectores de radiação a gás têm exposição e a convertem para a dose no ar D_{ar} através da expressão:

$$D_{\text{ar}} = \left(\frac{W}{e} \right), \quad (2.17)$$

onde W é a energia expendida para produzir um par de íons e vale aproximadamente $33,97 \text{ J}\cdot\text{C}^{-1}$. Com este dado, juntando as Equações 2.16 e 2.17, mostra-se facilmente que a dose no ar produzida por uma exposição de 1 Röntgen é igual a $0,876 \text{ cGy}$ e, portanto:

$$D_{\text{ar}}(\text{cGy}) = 0,876X(R). \quad (2.18)$$

Relacionando as Equação 2.15, 2.17 e 2.18, tem-se:

$$D_{\text{meio}}(\text{cGy}) = \left[0,876 \frac{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{meio}}}{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{\text{ar}}} \right] AX(R), \quad (2.19)$$

$$D_{\text{meio}}(\text{cGy}) = f_{\text{meio}}AX(R), \quad (2.20)$$

o termo f_{meio} é conhecido por fator de conversão Röntgen-rad.

Na prática clínica, uma câmara de ionização¹ exposta a um feixe de fótons apresentará uma leitura M (em unidades de escala do detector) que deve ser corrigida

¹ Detector tipicamente utilizado nos serviços.

pelos fatores pertinentes (correção de temperatura e pressão, fuga de radiação, tensão de polarização, eficiência da coleta de íons, etc) para fornecer a exposição através da relação:

$$X = MN_X, \quad (2.21)$$

onde N_X é o fator de calibração da câmara de ionização calibrada em exposição no ar para uma energia específica. O fator de calibração traduz a quantidade em Röntgen gerada pelo feixe de radiação por unidade de escala do detector. Substituindo a [Equação 2.21](#) na [Equação 2.20](#) têm-se:

$$D_{\text{meio}}(\text{cGy}) = f_{\text{meio}}AMN_X, \quad (2.22)$$

que é a expressão que fornece a dose em um meio a partir da leitura de exposição em uma câmara de ionização.

2.1.4 Percentual de Dose em Profundidade (PDP)

A porcentagem de dose profunda (PDP) é a relação percentual da dose D_d em uma determinada profundidade d para com a profundidade de dose máxima $D_{\text{máx}}$, ou região de equilíbrio eletrônico. Sendo portanto dada por ([NOLASCO, 2017](#)):

$$PDP = \frac{D_d}{D_{\text{máx}}} \times 100 \quad (2.23)$$

2.2 Radioterapia

A radioterapia é uma área da medicina que envolve conhecimentos clínicos, de física e biologia, pautada no uso de radiações ionizantes para o tratamento de tumores malignos e, ocasionalmente, de tumores benignos. Seu objetivo é destruir células tumorais pela deposição de uma dose precisa de radiação em um volume alvo, com mínimo de dano aos tecidos sadios vizinhos. É dividida em dois tipos: teleterapia e braquiterapia; dependem da posição da fonte de radiação em relação ao paciente. A escolha da melhor forma de radioterapia para determinado tratamento depende de uma série de fatores como: tipo de neoplasia; localização; estadiamento; saúde do paciente ([HOFF *et al.*, 2013](#)).

A teleterapia está relacionada ao posicionamento da fonte de radiação longe do tumor, fora do corpo do paciente, a uma determinada distância, também chamada de

radioterapia externa. É utilizada em tratamentos com objetivos curativos ou paliativos. O feixe de radiação gerado em um acelerador ou advindo de uma fonte confinada, pode ser manipulado e conformado em uma região de interesse de modo a depositar altas doses no tumor, e ao mesmo tempo proteger o tecido sadio adjacente. Nessa modalidade atualmente são utilizados fótons, elétrons, e outras modalidades envolvendo prótons e íons pesados também existem, porém devido ao seu alto-custo se tornam pouco viáveis e menos populares (KHAN; GIBBONS, 2014).

O planejamento radioterápico inicialmente era realizado utilizando radiografia das áreas de interesse, junto de cálculos baseados na superfície do paciente. O surgimento e a introdução de tecnologias por imagens com capacidades de visualizações tridimensionais por meio de Tomografia Computadorizada (TC) e o desenvolvimento de sistemas de planejamento computacionais, permitiu a reconstrução e visualização apropriadas das estruturas anatômicas, o que facilitou uma melhor definição do volume a ser tratado, iniciando assim a chamada radioterapia moderna (HOFF *et al.*, 2013).

Na braquiterapia fontes radioativas seladas são usadas para fornecer radiação a uma curta distância via aplicação intersticial, intracavitária ou superficial. Nesta modalidade, uma alta dose de radiação pode ser administrada localmente ao tumor com rápida queda da dose no tecido normal circundante, com isso, o volume da irradiação em doses mais elevadas se limita a uma pequena área, menor do que aquela irradiada por teleterapia. Assim, os efeitos da radiação ocorrem particularmente no volume alvo reduzindo a irradiação de tecidos sadios e, conseqüentemente, a toxicidade. A desvantagem é que a braquiterapia pode ser utilizada apenas em casos de tumores pequenos e bem localizados. Por esse motivo, muitas vezes, a braquiterapia é utilizada como complementação de dose à radioterapia externa, aumentando, assim, a dose de irradiação em uma área específica e limitada (HOFF *et al.*, 2013).

2.2.1 Modalidades de braquiterapia e isótopos utilizados

A braquiterapia pode ser classificada a depender da taxa de dose emitida pela fonte, entre braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR) utilizando fontes que emitem de $0,4 - 2 \text{ Gy}\cdot\text{h}^{-1}$; de média taxa de dose (MDR), de emissão entre $2 - 12 \text{ Gy}\cdot\text{h}^{-1}$; ou de alta taxa de dose (HDR), com taxas superiores à $12 \text{ Gy}\cdot\text{h}^{-1}$. As principais fontes de radiação utilizadas em braquiterapia são as emissoras de fótons. Em algumas situações específicas, podem-se utilizar também nêutrons ou partículas beta. As fontes emissoras de fótons podem ser encontradas em diversas formas, como sementes no caso do ^{192}Ir , ^{198}Au , ^{125}I e ^{103}Pd ; agulhas e tubos, como o ^{137}Cs . Além de diferentes formatos, cada radioisótopo

apresenta características físicas específicas, o que auxilia na decisão sobre qual isótopo utilizar em cada situação. Na [Tabela 1](#) estão apresentados os isótopos mais utilizados em braquiterapia, a sua meia-vida, energia do fóton emitido a sua camada semirredutora (CSR) e o formato da fonte.

Tabela 1 – Isótopos utilizados em braquiterapia e algumas de suas características físicas.

Radionuclídeo	Meia-vida	Energia do Fóton (MeV)	CSR (mm chumbo)	Forma da Fonte
^{226}Ra	1600 a	0,047–2,45 (0,83 méd)	12	Tubos e Agulhas
^{222}Rn	3,83 d	0,047–2,45 (0,83 méd)	12	Tubos e Agulhas
^{60}Co	5,26 a	1,17; 1,33	11	Placas
^{137}Cs	30 a	0,662	5,5	Tubos e Agulhas
^{192}Ir	73,8 d	0,136–1,06 (0,38 méd)	2,5	Fios e Sementes
^{198}Au	2,7 d	0,412	2,5	Sementes
^{125}I	59,4 d	0,028 méd	0,025	Sementes
^{103}Pd	17 d	0,021 méd	0,008	Sementes

Fonte: [Khan e Gibbons \(2014\)](#).

O material radioativo pode ser implantado por meio de cateteres plásticos, ou pela inserção direta do material no paciente, fazendo o uso ou não de aplicadores para o posicionamento das fontes. Quanto ao local de inserção das fontes, [Khan e Gibbons \(2014\)](#) classifica a braquiterapia como:

- intersticial: quando o implante ocorre diretamente no tumor, como no câncer de próstata;
- intraluminal, quando o implante é colocado dentro de um aplicador e inserido dentro de uma passagem natural do corpo humano, como o esôfago ou brônquios;
- intracavitária: quando o implante é colocado dentro de uma cavidade do corpo humano, como a vagina ou o colo uterino;
- superficial: quando o implante é posicionado na superfície do tumor, como o tratamento de câncer de pele.

Os implantes intersticiais podem ser temporários ou permanentes, dependendo da retirada ou não dos implantes no corpo do paciente, enquanto que implantes intracavitários, intraluminais, ou de superfície são temporários. Para a utilização em braquiterapia, um radioisótopo necessita de algumas propriedades, enumeradas por [Rostelato \(1997\)](#):

- Apresentar uma emissão de raios gama adequada, ou seja, com energia suficientemente alta para evitar dose absorvida em excesso no osso por efeito fotoelétrico, e para minimizar o espalhamento;
- A energia deve ser apropriada para minimizar as necessidades de proteção radiológica, e neste caso, para satisfazer as exigências, uma faixa adequada de energia de emissão se encontra no intervalo de 0,2 – 0,4 MeV;
- A meia-vida deve ser tal que a correção por decaimento durante o tratamento seja mínima;
- A emissão de partículas carregadas deve ser ausente ou efetivamente blindadas;
- Não deve produzir elementos gasosos em sua desintegração;
- Apresentar alta atividade específica (ou seja, uma maior atividade, em uma fonte dimensões menores);
- Estar disponível em forma insolúvel e não tóxica;
- O material não deve estar na forma de pó;
- Desejável que o material possa ser conformado de várias formas e tamanhos, incluindo tubos rígidos, agulhas, esferas, sementes e os flexíveis;
- Ser resistente aos processos de esterilização.

A braquiterapia pode ser utilizada no tratamento de tumores ginecológicos (colo, útero), da cabeça e pescoço, região perineal, sarcomas de partes moles, oftalmológico dentre outros. A dose é liberada continuamente, durante um curto período de tempo (implantes temporários) ou sobre a vida média da fonte até seu completo decaimento (implante permanente). A vantagem da braquiterapia em relação à teleterapia é que a dose liberada no tumor é mais bem localizada. A desvantagem é que a braquiterapia só pode ser utilizada em casos onde o tumor é pequeno e bem localizado (HOFF *et al.*, 2013).

2.2.2 Braquiterapia HDR

O tratamento utilizando braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) é realizado em locais específicos, com blindagem e requisitos de segurança comparáveis aos utilizados em uma unidade de terapia com cobalto, por exemplo: paredes blindadas; sistema de retração da fonte ao abrir a porta da sala ou ao apertar botão de emergência; sistemas de monitoramento de radiação com alarmes; acompanhamento remoto do paciente por

câmeras de circuito fechado de televisão e dispositivos de intercomunicação. Comumente nos serviços de radioterapia, o equipamento de HDR, constituído da fonte radioativa e um sistema mecânico, é alojado em salas existentes de cobaltoterapia ou do acelerador linear (KHAN; GIBBONS, 2014).

O equipamento de braquiterapia de alta taxa de dose consiste em um sistema de pós-carregamento remoto contendo uma única fonte de alta atividade (Figura 1), com atividade de cerca de 10 Ci (370 GBq). Embora o ^{60}Co ou o ^{137}Cs sejam de uso comum, atualmente o ^{192}Ir é o isótopo mais utilizado. A sua escolha nesta modalidade de tratamento se torna mais adequada, devido a sua maior atividade específica, e por ter fótons com energias que possibilitam blindagens menos robustas. Entretanto, a meia vida é mais curta que a maioria das outras fontes utilizadas (ver Tabela 1), necessitando a substituição da fonte em períodos de tempo menores, entre três e quatro meses.



Figura 1 – Sistema *afterloader* para HDR microSelectron® Digital (Nucletron-Elekta, Estocolmo, Suécia) pertencente ao Hospital Luxemburgo. Fonte: Geraldo (2022).

O ^{192}Ir é o radioisótopo mais comum nos sistemas de pós-carregamento remoto (*remote afterloaders*)², apesar de fontes de ^{137}Cs ou ^{60}Co também serem utilizadas. As fontes são colocadas em um armazenamento seguro quando não estão em uso, o sistema *afterloader* fornece vários canais para o transporte da fonte, com ela sendo retirada do armazenamento para cada canal específico via mecanismo integrado. O método mais comum de transporte da fonte é via cabo de aço, no qual a fonte é soldada e o cabo é movido por um motor de passo (KHAN; GIBBONS, 2014).

² Para melhor compreensão será utilizado somente o termo *afterloader* ao se referir aos sistemas de pós-carregamento remoto.

O tratamento utilizando *afterloader* é realizado movendo a fonte radioativa através de um ou mais canais disponíveis. A fonte pode ser posicionada precisamente em qualquer ponto dos cateteres ou aplicadores. Através do sistema de planejamento de tratamento (TPS, do inglês *treatment planning system*), é programada a posição e o tempo de permanência da fonte, obtendo as curvas de isodose desejadas. Os *afterloaders* podem ser utilizados para implantes do tipo intersticial, interluminal e intracavitário (KHAN; GIBBONS, 2014).

A fonte utilizada em HDR se apresenta como uma pequena “semente” soldada na extremidade de um cabo de aço flexível. O cabo com a fonte conectada na extremidade também é chamado de fio de fonte. As dimensões da fonte variam entre 0,3 e 1 mm de diâmetro e 3,5 e 10 mm de comprimento, dependendo do modelo, na Figura 2 estão apresentados diferentes modelos de fontes.

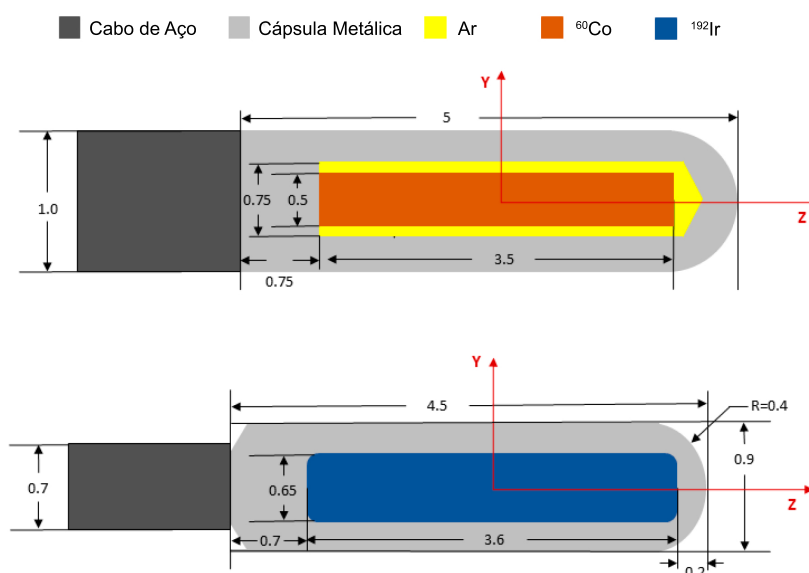


Figura 2 – Diagrama esquemático de fontes de alta taxa de dose E&Z Bebig HDR ^{60}Co (acima) e Nucletron HDR ^{192}Ir modelo mHDR-v2r (abaixo). As dimensões estão em milímetros. Adaptado de Wen *et al.* (2022).

A unidade HDR (*afterloader*) é equipada com vários canais e um sistema indexador para direcionar a fonte para cada canal. Em alguns modelos como o microSelectron® Digital (Figura 1), os canais são fornecidos em uma torre rotativa na qual qualquer canal pode ser alinhado com o caminho do fio fonte. Os aplicadores ou cateteres implantados no paciente são conectados aos canais pelos chamados tubos de transferência ou guias de transferência. Antes que o fio da fonte radioativa seja estendido para tratamento, um fio fictício com uma fonte falsa é estendido para verificar a ausência de obstruções no caminho da fonte. O posicionamento da fonte nas posições de parada programadas é realizado em incrementos precisos por motores de passo (KHAN; GIBBONS, 2014).

2.2.3 Dosimetria da fonte de ^{192}Ir

Especificamente para a fonte de ^{192}Ir , a dosimetria é realizada através da medida da taxa de kerma no ar (K_{ar}) utilizando uma câmara de ionização do tipo poço. Após a aplicação de correções para grandezas relevantes, o K_{ar} é obtido através da seguinte equação de acordo com o IAEA TECDOC-1079 (IAEA, 1999):

$$K_{\text{ar}} = L_{\text{ar}} \cdot N_{KR} \cdot K_{PT} \cdot K_{\text{ele}} \cdot K_S \quad (2.24)$$

onde L_{ar} é a leitura do eletrômetro na posição de máxima corrente elétrica na câmara poço; N_{KR} é o fator de calibração do conjunto dosimétrico; K_{PT} é a correção de temperatura e pressão³; K_{ele} e K_S são respectivamente os fatores de correção para o eletrodo e a recombinação de íons.

A dosimetria da fonte de irídio utilizando a câmara poço fornece a taxa do *kerma* no ar em um único ponto, situado a um 1 cm da fonte, medida em uma direção perpendicular à fonte. Esta medida está relacionada com a taxa de dose no ar em um ponto de referência $\dot{D}(r_0, \theta_0)$, utilizando o formalismo teórico proposto no Relatório no. 43 da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM, em inglês *American Association of Physicists in Medicine*) (NATH *et al.*, 1995), e melhorado por Rivard *et al.* (2004). Nesta medida, é possível encontrar a taxa de dose em qualquer ponto de coordenadas (r, θ) em torno da fonte, sendo simplesmente chamado de TG-43. Neste trabalho aplicou-se este formalismo, utilizando o sistema de planejamento *OncontraBrachy* em todas as irradiações com a fonte de ^{192}Ir realizadas.

O formalismo TG-43 considera uma fonte cilindricamente simétrica, tal como mostra a Figura 3. Para tais fontes, a distribuição da dose é bidimensional e pode ser descrito em termos de um sistema de coordenadas polares, com a sua origem no centro da fonte, que pode ser descrito como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) F(r, \theta), \quad (2.25)$$

onde $\dot{D}(r, \theta)$ a taxa de dose em função da distância r e ângulo θ do centro da fonte; S_K é a intensidade da taxa de Kerma no ar da fonte; Λ é a constante de taxa de dose; $L(r, \theta)$ representa a função de geometria; $g_L(r)$ é a função de dose radial e $F(r, \theta)$ é a função que

³ Utilizado para corrigir diferenças entre os valores no local do usuário e a condição ambiental na calibração do conjunto dosimétrico

quantifica a anisotropia ao redor da fonte. O produto $S_K \Lambda$ fornece taxa de dose no ponto de referência e os demais termos da equação são adimensionais.

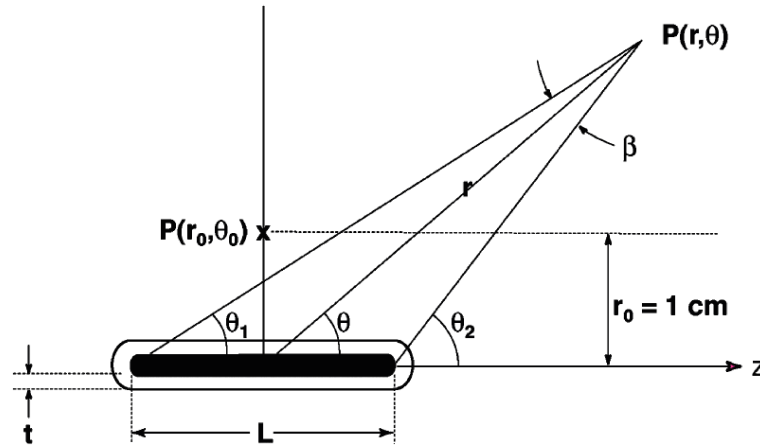


Figura 3 – Sistemas de coordenadas para cálculos de dosimetria da fonte de ^{192}Ir . Fonte: Rivard *et al.* (2004).

Ao considerar uma fonte pontual, a taxa de dose teria simetria esférica e a Equação 2.25 e o formalismo da dosimetria de fontes poderiam ser bastante simplificados. Se a fonte tivesse um comprimento infinito a taxa de dose teria simetria cilíndrica e também o formalismo da dosimetria poderia ser simplificado. Entretanto, a fonte tem um comprimento L , com forte anisotropia na taxa de dose no seu entorno, especialmente na sua junção com o cabo de transporte (GERALDO, 2022).

A função geometria $G_L(r, \theta)$, para uma fonte linear com comprimento L e subtendida por um ângulo β , é calculada através das seguintes equações:

$$G_L(r, \theta) = \left(r^2 - \frac{L^2}{4} \right)^{-1}, \quad \text{se } \theta = 0; \quad (2.26)$$

$$G_L(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta}, \quad \text{se } \theta \neq 0; \quad (2.27)$$

$$G_L(r, \theta) = \frac{1}{r^2}, \quad \text{para uma fonte pontual.} \quad (2.28)$$

$$(2.29)$$

A função de dose radial $g_L(r)$ é dada por:

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_L(r, \theta_0)}, \quad (2.30)$$

o subscrito X tanto na função radial quanto na função geometria indica se a fonte é pontual ou se é uma fonte linear de comprimento L . A função de anisotropia ao redor da fonte, $F(r, \theta)$, para uma fonte linear é definida pela seguinte expressão:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_L(r, \theta_0)}. \quad (2.31)$$

2.3 Planejamento em radioterapia

Um planejamento de tratamento radioterápico deve ser realizado de modo com que seja entregue uma dose exata de radiação em um determinado volume. Deste modo a definição de volume de tratamento é de extrema importância. A *International Commissioning on Radiation Units and Measurements*⁴ (ICRU) nos relatórios 50 e 62 descreve os volumes relevantes a serem considerados para o planejamento radioterápico (ICRU, 1993a; ICRU, 1999). No planejamento do tratamento, devem ser levados em consideração: a histologia do tumor; vias de disseminação; efeitos colaterais; idade e estado geral do pacientes; estágio da doença e disponibilidade de equipamentos. Os chamados órgãos em risco⁵ (OAR) próximos ao volume alvo também são levados em consideração durante o planejamento (MENDES, 2017).

O ICRU 50 (ICRU, 1993a) recomenda a distribuição uniforme da dose no alvo entre -5% e $+7\%$ da dose administrada em um ponto onde a dose prescrita tenha sido limitada ao alvo. Neste relatório estão descritas as definições acerca dos volumes correspondentes aos tumores, tecidos sadios, e demais área de interesse para o planejamento do tratamento. O planejamento de todo tratamento radioterápico se inicia com a definição das áreas a serem tratadas. Independentemente da forma de planejamento utilizada, é necessário que volumes sejam definidos (Figura 4), conforme estabelecido pela ICRU 50 (ICRU, 1993a) e atualizado pela ICRU 62 (ICRU, 1999):

- GTV (*gross tumour volume*): volume de tumor “grosso”, ou aquele que pode ser visualizado ao exame físico ou com o auxílio de técnicas de imagem diagnóstica (tomografia, ressonância magnética etc.), ou ainda através de referências ósseas;
- CTV (*clinical target volume*): volume de alvo clínico, margem ao redor do GTV que engloba a doença não visível ou palpável, mas com elevada chance de conter doença microscópica, sabendo-se da história natural da doença em questão;

⁴ Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

⁵ São tecidos normais no qual a sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente o planejamento e/ou a dose prescrita (ICRU, 1993a).

- ITV (*internal target volume*): volume de alvo interno, definido como o CTV mais uma margem, levando em consideração as variações do tamanho, forma e posição do CTV em relação a pontos de referência anatômicos (movimentação devido ao enchimento do estômago, bexiga; movimentos devidos à respiração e etc);
- PTV (*planning target volume*): volume de alvo de planejamento. Margem ao redor do CTV que leva em consideração as incertezas do tratamento, como erros de posicionamento e movimentação de órgãos.

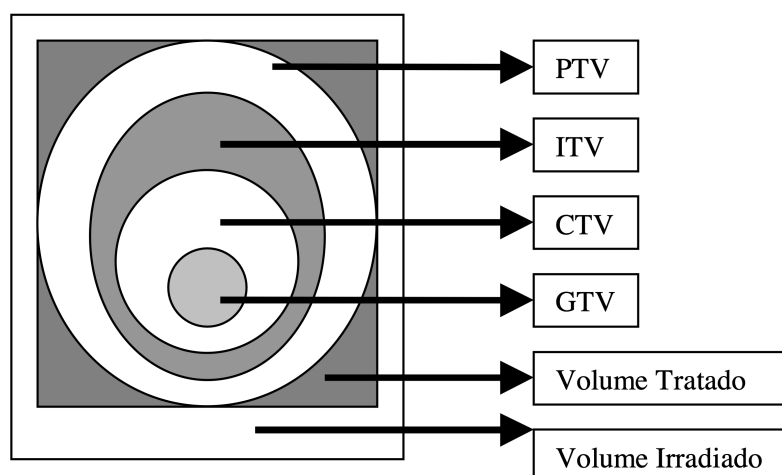


Figura 4 – Representação esquemática dos volumes na radioterapia. Fonte: PEREIRA *et al.* (2000).

Utilizando as definições da ICRU, observa-se na [Figura 4](#) que o volume total irradiado envolve todos os volumes considerados no relatório.

2.4 Dosimetria em radioterapia

Existem diversos meios de mensurar a dose depositada por radiações ionizantes em um determinado meio. Nas últimas décadas os dosímetros em estado sólido têm sido umas das opções mais utilizadas e vantajosas. De acordo com [Fowler \(1963\)](#), os dosímetros do estado sólido apresentam três pontos principais que justificam a sua utilização: *i*) Possuir alta densidade, cerca de 800 a 4000 vezes mais átomos por m^3 que o ar; *ii*) Alterações induzidas pela radiação incidente podem persistir por um longo período, possibilitando a avaliação da dose depois de algum tempo após a absorção; *iii*) Possibilidade de apresentar alterações visíveis úteis para a localização das trajetória percorrida pela radiação como também evidenciar variações espaciais da dose absorvida.

Dentre os vários sistemas de estado sólido disponíveis para a dosimetria da radiação ionizante, nenhum é absoluto, i.e., cada um precisa de calibração em um campo de

radiação conhecido antes de poder ser usado para a determinação da dose absorvida. Existem dois tipos de dosímetros de estado sólido: *i*) dosímetros do tipo integrador (cristais termoluminescentes, vidros radiofotoluminescentes, dosímetros do tipo densidade óptica, como vidro e filme) e *ii*) dosímetros de condutividade elétrica (detectores de junção de semicondutores, detectores de junção induzida, condutividade em materiais isolantes). Destes, os sistemas mais utilizados para a medida da dose absorvida são os dosímetros termoluminescentes (TLDs), diodos e filmes (KHAN; GIBBONS, 2014).

Neste trabalho, em específico foi desenvolvido a partir das informações obtidas com o uso de filmes radiocrômicos e descrito em sequência.

2.4.1 Filme EBT3

Os filmes radiocrômicos em geral são ferramentas dosimétricas de grande valia para aplicações clínicas em radioterapia. Suas principais vantagens estão na facilidade no uso, manipulação e coleta das informações obtidas após uma irradiação. Uma das principais vantagens deste filme sobre os filmes radiográficos está em não ser necessária uma sala escura para o manuseio, por ter sensibilidade irrisória à luz visível. Outras vantagens dos filmes EBT3 para uso clínico são (SISIN *et al.*, 2022; NOLASCO, 2017):

- i) ser auto-revelador, não necessitando nenhum tipo de processo de revelação com agentes químicos, ópticos ou térmicos;
- ii) alta resolução espacial (da ordem de 10^{-5} m) quando comparada com a maioria dos filmes radiográficos, sendo adequado para a dosimetria de regiões com alto gradiente de dose;
- iii) resposta a radiação totalmente independente da taxa de dose;
- iv) dependência energética praticamente desprezível desde energias da ordem de keV (10^3 eV) a MeV (10^6 eV), exceto para energias inferiores a 25 keV;
- v) capacidade de medições de dose quando submerso em solução aquosa;
- vi) maior sensibilidade para medir doses no intervalo de 1 – 8 Gy, estando dentro das faixas de dose terapêutica.

2.4.1.1 Arquitetura

Os filmes mais comumente utilizados no meio científico e no ambiente clínico são da marca GAFCHROMIC™ (*Ashland Specialty Ingredients, Bridgewater, NJ, EUA*).

Disponíveis comercialmente, foram desenvolvidos como um dosímetro 2D para medições de dose absorvida no controle de qualidade em radioterapia. São baseados na formação de polímeros após a exposição à radiação ionizante, provocando uma mudança de cor permanente (MCLAUGHLIN *et al.*, 1996). A primeira variante do GAFCHROMIC™, os filmes EBT, foram lançados pela primeira vez em 2004, mas foram descontinuados em favor do EBT2. Como sucessor do modelo de filme original, o EBT2 foi desenvolvido com a adição de corante marcador amarelo na camada ativa (LiPCDA), melhorando as discrepâncias de resposta do filme criadas pela dominação do sinal no espectro verde e vermelho (DAS, 2017).

O filme EBT de terceira geração (EBT3), possui o composto químico da camada ativa e a espessura idênticas ao seu antecessor. Seu design simétrico é uma atualização do EBT2 assimétrico – com diferentes espessuras de camadas como mostrado na Figura 5, fazendo com que tivesse um lado correto da superfície para a leitura (DESROCHES *et al.*, 2010). Em ambas as superfícies das folhas do filme EBT3 foram incorporadas finas partículas de sílica para evitar a formação de anéis de Newton⁶. O filme é composto por uma camada ativa, com espessura nominal de 28 μm , intercalada entre dois substratos de poliéster fosco de 125 μm . A camada ativa contém o componente ativo, um corante marcador, estabilizadores e outros componentes que dão ao filme sua resposta quase independente de energia. A espessura da camada ativa varia ligeiramente entre diferentes lotes de produção.

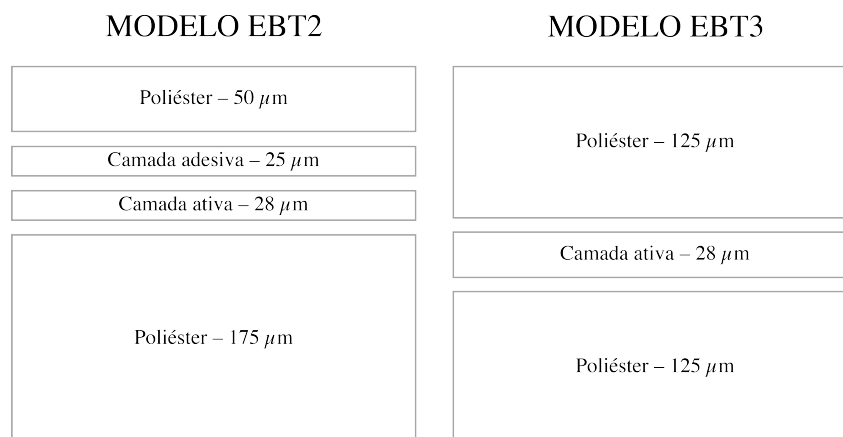


Figura 5 – Desenho esquemático mostrando a diferença entre a arquitetura dos filmes radiocrômicos EBT2 e EBT3. Adaptado de Devic *et al.* (2016).

⁶ Em óptica, anel de Newton é um fenômeno de interferência, no qual há um padrão de interferência de luz formado por anéis concêntricos claros e escuros.

2.4.2 Medidas dosimétricas com o EBT3

Os filmes GAFCHROMIC™ podem ser medidos com densitômetros de transmissão, *scanners* de filme ou espectrofotômetros. Quando o componente ativo é exposto à radiação, ele reage formando um polímero de cor azul com absorção máxima em cerca de 636 nm e 585 nm. No entanto, a olho nú, o filme exposto parece verde, essa mudança é devida a presença de um marcador amarelo na camada ativa.

Na [Figura 6](#) está apresentado o espectro de absorção do componente ativo do filme após exposição à radiação. O pico de absorção do componente ativo é de cerca de 636 nm, com um pico secundário de cerca de 585 nm. Deste modo, a resposta à radiação, de filmes dosimétricos contendo este componente ativo é aprimorada pela medição nos canais de luz vermelha. Neste caso particular, o pico de absorção máximo está compreendido no espectro da cor vermelha, logo, o quanto maior for a sensibilização do filme produzindo os polímeros, maior será a altura do pico espectral em 630 nm. Deste modo, *scanners* e as outras ferramentas fotovisuais poderão usar os dados de intensidade de cor vermelha para mensurar uma relação com a dose absorvida ([ISP, 2009](#); [NOLASCO, 2017](#)).

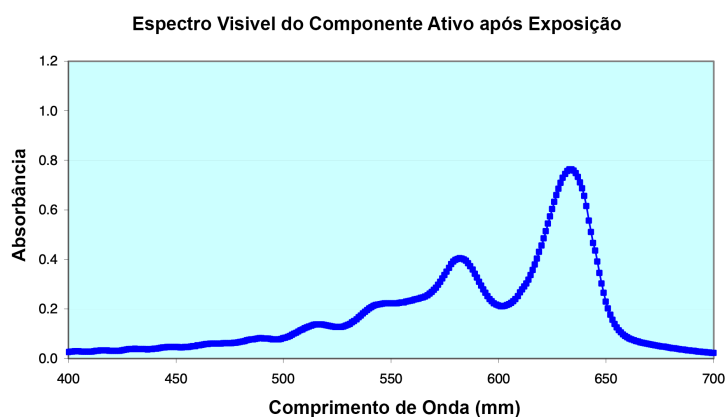


Figura 6 – Espectro de absorção visível do componente ativo do filme EBT após uma exposição a radiação. Adaptado de [ISP \(2009\)](#).

A [Figura 7](#) apresenta o espectro de absorção do filme antes e depois de uma irradiação com 2,01 Gy. Antes da irradiação, o componente ativo produz pouca resposta a radiação, como evidenciado pela baixa absorbância em 636 nm. A característica proeminente no espectro do filme não exposto é o pico de absorção em aproximadamente 420 nm resultante da presença do marcador amarelo.

A mudança mais óbvia no espectro do filme após a irradiação é o aparecimento de absorção máxima em cerca de 585 nm e 636 nm. Esses picos de absorção são devidos ao componente ativo e a mudança de cor do material. O pico de absorção em cerca de

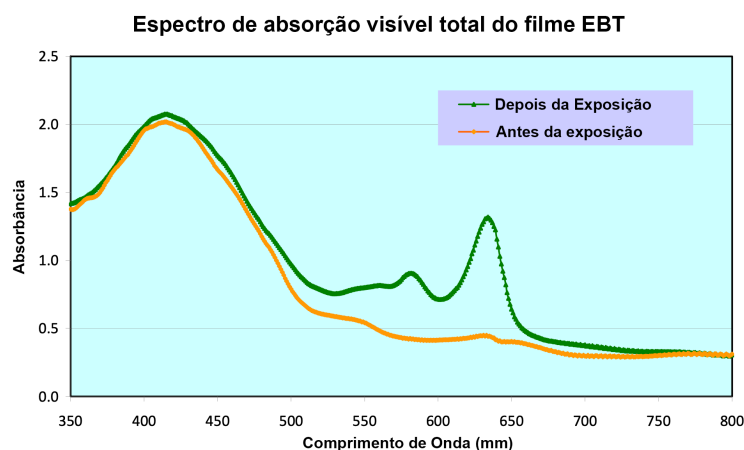


Figura 7 – Espectro de absorção visível total do filme EBT antes e após irradiação com dose de 2,01 Gy. Adaptado de [ISP \(2009\)](#).

420 nm devido ao corante marcador permanece após a exposição, mas o pico de absorção é ligeiramente aumentado, devido à contribuição do componente ativo após a irradiação.

Na [Figura 8](#) estão expostos os espectros de absorção de um revestimento contendo apenas o corante marcador e o aglutinante. O pico de absorção em cerca de 420 nm é devido ao corante marcador. A absorção em comprimentos de onda superiores a cerca de 510 nm é devida ao substrato de poliéster e ao aglutinante. Em comprimentos de onda superiores à 550 nm – onde o componente ativo no filme produz sua resposta mais forte – o corante marcador não tem contribuição para a absorção. Uma observação relevante sobre o espectro do marcador corante/aglutinante é que praticamente permanece o mesmo antes e depois de uma irradiação. Demonstrando que o corante marcador e o aglutinante não são afetados pela exposição à radiação em dose de 50 Gy de acordo com o fabricante ([ISP, 2009](#)).

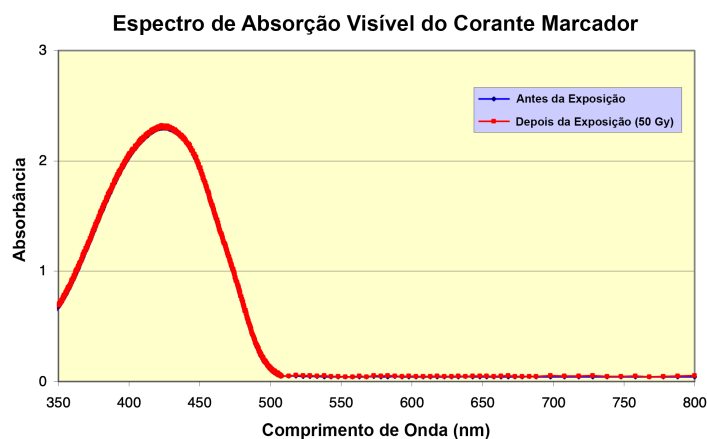


Figura 8 – Espectro de absorção visível do marcador presente na camada ativa do filme EBT antes e após uma irradiação. Adaptado de [ISP \(2009\)](#).

2.4.3 Sistema de Leitura

Na dosimetria clínica, o sistema de leitura de filmes mais utilizado é o *flat bed scanner* (*scanner* de mesa), que permite a dosimetria bidimensional com alta resolução espacial em uma ampla faixa dosimétrica (quando as três faixas dinâmicas do filme radiocrômico são utilizadas). No entanto, existem vários aspectos fundamentais que devem ser considerados na utilização destes equipamentos, tais como: dependência da resposta da orientação do filme no *scanner*; inomogeneidades na área útil de escaneamento; parâmetros de escaneamento; estabilidade e incerteza do *scanner*; a faixa dinâmica para cada canal de cor; modo de varredura (reflexão ou transmissão) e a curva de resposta do filme. Esses fatores devem ser minimizados para finalmente ter uma incerteza total aceitável na determinação da dose (DEVIC *et al.*, 2005; MARROQUÍN, 2016).

2.4.3.1 Incertezas associadas à determinação de dose

Em qualquer sistema de dosimetria relativa, como o de filmes radiocrômicos, muitas fontes de incerteza são encontradas durante o processo de conversão da resposta do filme em termo intensidade de cor e densidade óptica em dose. De acordo com Devic (2011) essas fontes de incerteza podem ser divididas em dois grupos: incerteza no processo de calibração e incerteza no processo de medição de dose desconhecida (dosimetria).

Incerteza na calibração

As incertezas encontradas durante o processo de calibração podem ser divididas em dois grupos:

- Incertezas de dose (incerteza no dosímetro de referência utilizado, falta de homogeneidade da fonte, etc.)
- Incertezas na medida de DO (incerteza estatística na leitura entre diferentes pedaços de filme, inomogeneidade do filme, inomogeneidade na área de varredura, etc.).

Incerteza na dosimetria

A incerteza no processo de medição de dose desconhecida pode ser dividida em três componentes:

- Incerteza da curva de calibração (incerteza do processo de calibração e incerteza resultante do ajuste da curva de resposta à dose);

- Incertezas na medida de DO (como exposto acima, mas agora para a recorte de filme de dosimetria);
- Incertezas decorrentes das diferenças entre o processo de calibração e medição de dose desconhecida (diferenças no tratamento do filme pré e pós-irradiação, diferenças de temperatura e umidade, e mudanças a longo prazo no material do filme e/ou no *scanner*, etc.).

2.5 Objeto Simulador

Um *phantom* físico é um objeto fabricado com diferentes composições de materiais e projetado com variadas formas para simular as características de tecidos biológicos e reproduzir o comportamento da radiação em tecidos humanos em diferentes aplicações, principalmente em estudos dosimétricos, imagiológicos e de controle de qualidade de equipamentos médicos. São utilizados em diversas áreas, como radioterapia, medicina nuclear, radiologia e outras, e podem ser de diferentes tipos, incluindo os antropométricos, cúbicos de água, homogêneos de polimetilmetacrilato (PMMA) e outros materiais com propriedades semelhantes às dos tecidos biológicos. Eles são importantes ferramentas para o desenvolvimento e validação de novas técnicas, equipamentos e procedimentos médicos, permitindo a avaliação precisa e segura de diferentes parâmetros envolvidos em diagnóstico e tratamento de doenças. Nas situações em que é desejável conhecer precisamente o comportamento da dose absorvida em indivíduos, mas que não são exequíveis *in vivo*. Nesses casos, as medidas e posição anatômica correta dos órgãos do corpo humano (no caso de um *phantom* antropomórfico), bem como a atenuação e espalhamento da radiação, podem ser reproduzidas (XU; ECKERMAN, 2009).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais

Neste trabalho foram utilizados filmes radiocrômicos Gafchromic™ EBT3 (lote #01252202); *scanner* modelo Epson Expression 10000 XL, pertencente ao Hospital Luxemburgo, e os *softwares* ImageJ e OriginPro 2022 para a análise das imagens geradas a partir do escaneamento do filmes. A fonte de braquiterapia de ^{192}Ir com o sistema *afterloader* HDR microSelectron® Digital; as placas de água sólida modelo Gammex® 457, com dimensões de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ de área diferentes espessuras entre 1 e 10 mm, onde se realizaram todas as irradiações e leituras que são de propriedade do Hospital Luxemburgo, Mario Penna, localizado em Belo Horizonte MG. Aplicador constituído de 15 esferas de material sintético (de baixo custo) de diâmetro de 11 mm, com uma perfuração atravessando o centro da esfera e percorrida por um tubo de plástico para aplicação produzido pelo departamento de Física Médica do Hospital Luxemburgo. O Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) utilizado foi o *Oncentra Brachy 3D* versão 4.3 (*Elekta Inc.*, Atlanta, EUA).

3.1.1 Scanner

O *scanner* Epson Expression 10000XL ([Figura 9](#)) é um equipamento comumente utilizados na análise de filmes radiocrômicos EBT3 em dosimetria de radioterapia e controle de qualidade (CQ). Possui alta resolução ótica, podendo chegar a 2400 dpi, e, capaz de digitalizar imagens em cores em até 48 bits, o que permite capturar uma ampla gama de tons e detalhes. Possui uma grande área de digitalização de $31 \times 43,7 \text{ cm}$, ideal para digitalizar filmes radiocrômicos de grande formato. Além disso, o sistema de iluminação LED de alta intensidade e longa duração garante a uniformidade da iluminação em toda a área escaneada, essencial para a correta interpretação das informações contidas no filme ([FARHOOD et al., 2020](#)).

Diversos trabalhos têm utilizado o *scanner* Epson 10000XL na análise de filmes radiocrômicos EBT3 em dosimetria de radioterapia. Por exemplo, o estudo de [Lee et al. \(2015\)](#) avaliou a uniformidade da dose em uma unidade de radioterapia utilizando o filmes radiocrômicos e o Epson 10000XL. No trabalho de [Wooten et al. \(2017\)](#) foi avaliada a dosimetria em pacientes com câncer de mama submetidos à radioterapia. Os resultados indicam que este modelo apresenta alta precisão na análise dos filmes radiocrômicos, considerado-o como um método confiável para a verificação dosimétrica.



Figura 9 – Scanner Epson Expression 10000XL utilizado, pertencente ao Hospital Luxemburgo. Acervo do Autor.

3.1.2 ImageJ

O ImageJ versão 1.53k é um *software* de processamento e análise de imagens de domínio público, programado em Java. É muito versátil e amplamente utilizado em diferentes áreas, tais como: medicina, biologia, física e engenharias. Uma das características mais interessantes do ImageJ é sua capacidade de processar imagens de diferentes profundidades de bits, permitindo trabalhar com imagens de alta qualidade e com informações mais precisas. Ele suporta vários formatos de imagem, incluindo TIFF, GIF, JPEG, BMP e DICOM, além de permitir exibir, editar, analisar, processar, salvar e imprimir imagens com profundidade de bits de 8, 16 e 32. Por ser um programa *multithread*, ele permite que operações demoradas, como a leitura de arquivos de imagem, possam ser realizadas em paralelo com outras tarefas. O ImageJ também oferece diversas ferramentas, como medição de distância e ângulos, criação de histogramas de densidade e gráficos de perfil de linha, transformações geométricas e calibração espacial, o que o torna uma opção ideal para análises quantitativas de imagens. Por ter o seu código aberto, é altamente personalizável, com a possibilidade de instalar diferentes *plugins* e macros que adicionam funcionalidades extras ao programa. Possui uma grande comunidade de usuários que desenvolvem e compartilham esses *plugins*, tornando-o um programa muito poderoso e adaptável às necessidades de cada usuário (SCHINDELIN *et al.*, 2012; RUEDEN *et al.*, 2017).

Uma vez digitalizados os filmes radiocrômicos, o ImageJ permite separar os canais de cor RGB (*red, green, blue*), selecionar uma região de pixels através da ferramenta *threshold* e criar histogramas de densidade e gráficos de perfil de linha da região com as ferramentas de análise. Deste modo, é possível identificar a região de pixels de acordo

com uma faixa de valor, e calcular a densidade óptica líquida no caso da calibração. Na dosimetria, as imagens foram cortadas no ImageJ, convertidas para o canal de cor vermelho e exportadas em formato de texto ASCII. Os dados exportados do imageJ foram analisados no *software* Origin para a obtenção da curva de calibração através de métodos de linearização e a geração de mapas de dose.

3.1.3 Placas de água sólida Gammex 457

As placas de água sólida modelo Gammex® 457 slab (Gammex, Middleton, USA), com dimensões de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ (Figura 10) de área e diferentes espessuras entre 1 e 10 mm, são utilizados em radioterapia para simular o tecido humano durante os testes de qualidade e dosimetria dos feixes de radiação. O seu nome é derivado do fato de ser feito por uma mistura sólida de água purificada e polímeros sintéticos, o que lhe confere uma densidade e propriedades de espalhamento semelhantes às do tecido humano (o seu uso em radioterapia é importante para garantir que os feixes de radiação sejam entregues de forma precisa e uniforme ao tecido do paciente). Ele é utilizado para calibrar os equipamentos de radioterapia, verificar a exatidão das doses prescritas pelos médicos e na avaliação da eficácia dos tratamentos.



Figura 10 – Placas de água sólida Gammex® 457, nesta imagem pode-se ver 6 placas de 10 mm de espessura empilhadas, a fotografia foi obtida durante o preparo de um arranjo experimental. Acervo do Autor.

3.1.4 Fonte MicroSelectron V2

A fonte de Ir-192 para braquiterapia alta taxa de dose modelo MICROSELECTRON V2, produzida pela empresa Nucletron (*Elekta Org.*), é um dos modelos mais comuns de fontes utilizadas em braquiterapia de alta taxa de dose. A fonte é feita de Irídio-192, que emite radiação gama com espectro de emissão variando entre 0,136–1,06 keV, energia média 380 keV. A radiação é emitida em direções específicas através de um conjunto de janelas e canais em um *afterloader*, controlado por um sistema computadorizado, permitindo que a dose de radiação seja direcionada com precisão para o alvo. O Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) utilizado foi o *Oncontra Brachy 3D* versão 4.3 (*Elekta Inc.*, Atlanta, EUA).

3.1.5 Aplicador

Aplicador constituído de 15 esferas de material sintético (de baixo custo) de diâmetro de 11 mm ([Figura 11](#)), com uma perfuração atravessando o centro da esfera e percorrida por um tubo de plástico (catéter) para aplicação produzido pela ELEKTA (com 2 mm de raio externo)¹. Foi produzido pela equipe de Física Médica do Hospital Luxemburgo. O material das esferas tem baixa densidade (próxima à da água). A extremidade distal do tubo é fechada restringindo o movimento da fonte a um percurso máximo de 1118 mm. O tubo do cateter foi ajustado a um aplicador Nucletron MicroSelectron do tipo F14.

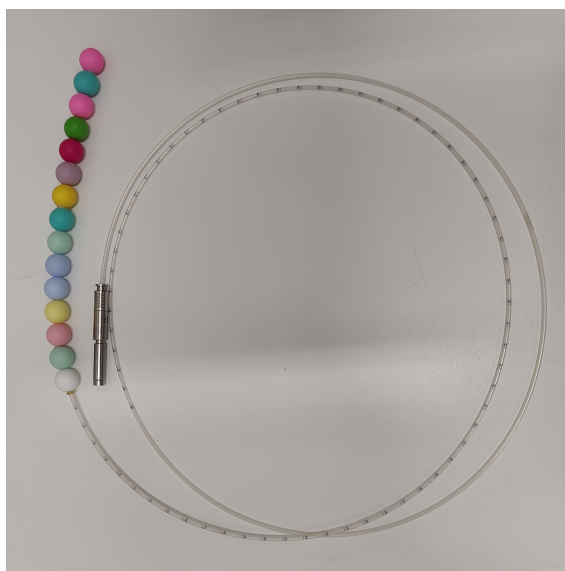


Figura 11 – Aplicador desenvolvido pelo Departamento de Física Médica do Hospital Luxemburgo. Acervo do Autor.

¹ De modo a facilitar a compreensão no texto em sequência convencionou-se referir a este aplicador como *aplicador dermatológico*.

3.2 Métodos

Nesta seção são apresentados os métodos aplicados para a execução dos procedimentos experimentais. Para melhor organização os métodos estão divididos em duas partes: calibração dos filmes e a obtenção das doses desconhecidas nos filmes irradiados (dosimetria).

3.2.1 Calibração dos Filmes Radiocrômicos EBT3

A calibração do dosímetro relativo, no caso o filme EBT3, é uma etapa crucial na garantia da precisão das medidas de dose em radioterapia. A metodologia de calibração envolve algumas etapas, podendo variar de acordo com o equipamento utilizado. Entretanto, em termos gerais os passos seguidos são:

1. Preparação: Os filmes são cortados em pequenos pedaços em um tamanho próximo ao campo de irradiação.
2. Irradiação: Os filmes são expostos com doses conhecidas de radiação. É importante garantir que a geometria dos experimentos seja a mesma.
3. Leitura: Após a irradiação, os filmes são digitalizados usando um *scanner* de alta resolução. Os dados de imagem são então importados para um *software* de análise de imagens para extrair as informações do filme, que são convertidas em para densidade óptica.
4. Calibração: A calibração é realizada fazendo um gráfico relacionando a densidade óptica do filme com a dose entregue e, em seguida, é realizado um ajuste matemático sobre os pontos, obtendo assim uma curva de dose.

A calibração de filmes EBT3 deve ser realizada periodicamente para garantir que os resultados sejam precisos e confiáveis. A frequência da calibração pode variar dependendo das práticas clínicas e das normas regulatórias em diferentes países. É importante que as instituições de radioterapia sigam as diretrizes e as melhores práticas recomendadas para garantir a precisão e a segurança dos tratamentos de radioterapia (MARROQUÍN, 2016).

3.2.1.1 Manuseio dos filmes

Os filmes utilizados foram fornecidos pela fabricante no formato de folha, apresentando um tamanho de $20,28 \times 25,2$ cm². Os filmes foram cortados em pedaços menores com o auxílio de uma tesoura, régua e caneta foram utilizadas para marcações das linhas de corte. No caso da calibração, devido ao campo ser pontual, com um raio da ordem de 1 cm,

o filme foi cortado em um tamanho maior de $4 \times 4 \text{ cm}^2$. O tamanho maior foi escolhido para evitar problemas de posicionamento lateral que podem ocorrer por derrapagens do filme ao montar o aparato (mesmo prendendo os filmes com pequenos pedaços de fita microporosa), ou a erros de posicionamento pelo experimentador. Todo o manuseio de peças dos filmes foram realizados utilizando luvas de látex, no objetivo de evitar quaisquer depósito de gordura ou outros tipos de sujeira na sua superfície que pudessem interferir na leitura dos filmes.

O filmes EBT3 tem como principal vantagem uma sensibilidade irrisória à luz visível, o que permite que estes sejam manipulados fora de um ambiente controlado (câmara escura). Alguns cuidados quanto à luz visível são necessários para a garantia da exatidão dosimétrica. Embora a luz visível não polimerize a camada ativa do filme dosimétrico, algumas lâmpadas convencionais são capazes de emitir fótons de comprimentos de onda na faixa do ultravioleta, que podem alterar o registro de dose ou danificar o filme. Sendo assim, com o intuito de evitar qualquer registro dosimétrico fora do âmbito de medida, ou algum dano, evitou-se a manipulação do EBT3 na presença de luz artificial (NOLASCO, 2017).

3.2.1.2 Arranjo experimental

O posicionamento da fonte de ^{192}Ir foi simulado virtualmente por meio de um planejamento radioterápico computacional utilizando como aplicador o cateter destinado à dosimetria da fonte de ^{192}Ir conectado ao *afterloader*, e não o aplicador descrito na subseção 3.1.5. A prescrição de 100% da dose foi planejada para ocorrer na distância de 5 mm radialmente ao centro do cateter (Anexo C). O cateter foi posicionado sobre uma placa de água sólida de 5 mm e fixado com fita microporosa. Os filmes radiocrômicos Gafchromic™ EBT3 com dimensões de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ foram posicionados abaixo desta placa de água sólida, ficando portanto 5 mm abaixo da fonte e acima de 40 mm de placas de água sólida Gammex, de modo a garantir o retroespalhamento de radiação. A Figura 12 mostra um desenho esquemático do arranjo experimental descrito acima. Ao contrário das versões antigas da série EBT, esta versão apresenta uma estrutura simétrica (ver subseção 2.4.2), logo, não se faz necessário se atentar com o lado no qual o filme foi posicionado para a irradiação, pois o resultado da medida é o mesmo independente da face do filme que foi irradiada e escaneada. No processo de calibração foram utilizados três conjuntos contendo cada um oito filmes, onde em cada conjunto cada recorte de filme foi irradiados com doses entre 1 e 8 Gy em intervalo de 1 Gy. O arranjo experimental montado está apresentado na A Figura 13.

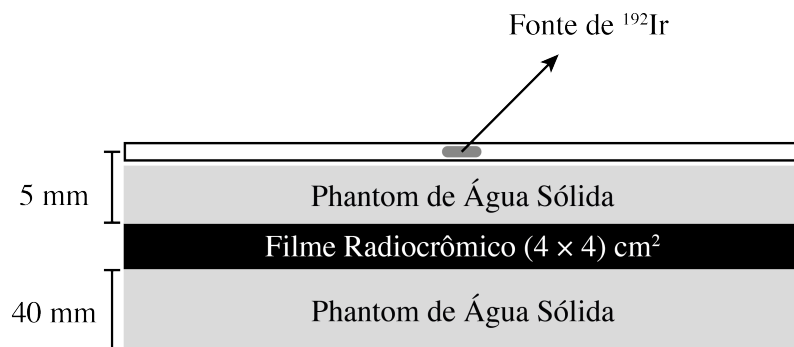


Figura 12 – Desenho esquemático da montagem para a calibração dos filmes radiocrômicos. Elaborado pelo Autor.

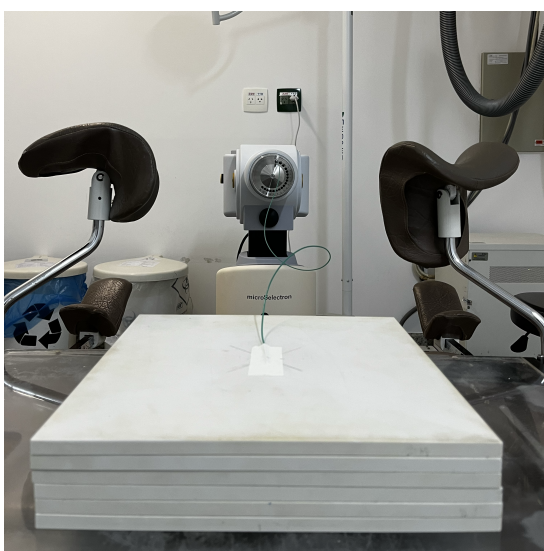


Figura 13 – Arranjo experimental utilizado para a calibração dos filmes radiocrômicos. Não se observa o filme na figura devido ao mesmo estar entre a primeira e segunda placa. Elaborado pelo Autor.

3.2.1.3 Leitura e obtenção da curva de calibração

A leitura dos filmes irradiados foi realizada utilizando *scanner* de mesa modelo EPSON Expression® 10000XL (Epson Seiko Corp., Nagano, Japão). Um intervalo mínimo de 24 h após as exposições foi respeitado, tempo necessário para completar as reações de polimerização e estabilizar a densidade óptica (DO). As varreduras foram feitas no modo de transmissão, em formato TIFF com profundidade de cor de 24 bits (RGB) e resolução espacial de 300 dpi. Os filmes foram estrategicamente posicionados no centro da mesa do *scanner* para minimizar incertezas associadas à resposta lateral e todos os ajustes de imagem, opções de correção de cor e inversão de imagem, foram desativados no *software* EPSON Scan seguindo as recomendações dos trabalhos de [Devic et al. \(2016\)](#), [Tagiling et al. \(2018\)](#).

As imagens obtidas foram analisadas no *software* ImageJ. O canal vermelho foi escolhido para a análise de dose por possuir a maior sensibilidade entre os três canais RGB na faixa de dose de interesse do trabalho (0 a 8 Gy). Primeiramente os canais RGB da imagem foram separados com a ferramenta *split channels*, e, em seguida os recursos *Region of Interest* (ROI) e *threshold* e a ferramenta *Measure* do *software* foram utilizados para coletar informações brutas do canal vermelho, permitindo identificar e quantificar o grau de intensidade das cores da componente em questão, gerando arquivos ASCII. A resposta do filme radiocrômico à dose depende da densidade óptica (DO), e está associada aos valores de intensidade do filme por meio da relação de *Beer-Lambert*:

$$DO = DO_{\text{não exposto}} - DO_{\text{exposto}} = \log\left(\frac{I_0}{I}\right), \quad (3.1)$$

onde I_0 é a intensidade da componente de cor do filme não irradiado; I representa a intensidade da componente de cor do filme irradiado. Para avaliar a incerteza do valor da densidade óptica, os desvios padrão (σ_{DO}) dos valores médios de pixel obtidos das ROIs foram calculados da seguinte forma:

$$\sigma_{DO} = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\left(\frac{\sigma_I}{I}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{I_0}}{I_0}\right)^2}, \quad (3.2)$$

a_{DO} é o desvio padrão da densidade óptica obtida das componentes dos filmes no vermelho; σ_I é o desvio padrão das médias das intensidades da componente no vermelho do filme irradiado; σ_{I_0} é o desvio padrão das médias das intensidades da componente no vermelho do filme não irradiado.

De acordo com Soares *et al.* (2009) uma função polinomial de segunda ordem (quadrática) e de terceira ordem (cúbica) fornece ajuste preciso suficiente para a obtenção da calibração do filme. Para escolher o melhor ajuste para os conjuntos de dados avaliados, decidiu-se comparar a Equação 3.3 fornecida por Devic *et al.* (2005) nas formas quadrática e cúbica. As funções de ajuste investigadas são dadas na forma analítica de:

$$D = a_1 \cdot DO + a_2 \cdot DO^n, \quad (3.3)$$

a_1 e a_2 são parâmetros de ajuste, o valor n foi fixado em 2 e 3 para se assemelhar à função quadrática e cúbica. Para determinar o melhor valor de n para a função de ajuste, foi feita uma comparação entre $n = 2$ (Equação 3.4) e $n = 3$ (Equação 3.5) para se assemelhar a funções polinomiais quadráticas e cúbicas:

$$D = a_1 \cdot DO + a_2 \cdot DO^2 \quad (3.4)$$

$$D = a_1 \cdot DO + a_2 \cdot DO^3 \quad (3.5)$$

Para o ajuste dos dados e obtenção da curva de calibração foi utilizada a ferramenta *Nonlinear Curve Fit* do *software* OriginPro 2022 (OriginLab, Northampton, MA). De modo a otimizar o método de ajuste polinomial utilizado, o algoritmo de Regressão de Distância Ortogonal (ODR) foi utilizado em vez do algoritmo de Levenberg-Marquardt (LM) comumente utilizado, sendo a opção padrão do *software*. A forma de regressão escolhida permite a avaliação de incerteza para variáveis independentes através da minimização da soma das distâncias ortogonais ao quadrado entre cada ponto de dados e a curva ajustada (TAGILING *et al.*, 2018). A qualidade do ajuste foi examinada utilizando o teste visual, coeficiente de determinação e coeficiente ajustado.

No caso das dosimetrias tratadas na seção a seguir o procedimento de leitura dos filmes é similar ao realizado na calibração. As diferenças no processo se dão no fato de que as doses são desconhecidas. Neste caso, a partir do momento que a imagem tem os canais de cor separados no ImageJ a mesma é salva em formato ASCII formando uma matriz de dados, na qual cada elemento dessa matriz apresenta o valor de intensidade de cor de um pixel. A matriz de dados então é importada para o OriginLab onde é aplicada a equação de calibração em cada célula, gerando uma matriz de dose, na qual é feito o *plot* do gráfico bidimensional de distribuição de dose.

3.2.2 Dosimetria

Os procedimentos dosimétricos desenvolvidos neste trabalho objetivaram a detecção da dose recebida pelo filmes radiocrômicos irradiados. Neste trabalho foram realizados quatro arranjos experimentais, para observar o comportamento da dose em situações variadas. Sendo organizadas do seguinte modo:

1. Distribuição bidimensional de dose: avalia a distribuição de dose depositada em uma superfície gerando um mapa de dose.
2. Perfil de dose em profundidade: avalia um perfil de dose contínuo para a absorção de dose gerando um gráfico contínuo de dose *versus* profundidade.
3. Atenuação de dose com chumbo: avalia o comportamento da dose depositada em um determinado local abaixo de uma blindagem de chumbo colocada sobre a pele com o

objetivo de atenuar a radiação em uma determinada região devido a algum motivo clínico, por exemplo a existência de algum órgão de risco nas imediações da região irradiada.

4. Estudo de Intervalo: avalia o comportamento da dose em regiões de junções do aplicador quando se faz necessário irradiar regiões próximas a uma já irradiada, normalmente realizada para cobrir comprimentos superiores aos do tamanho do aplicador, ou em lesões no formato de cruz.

3.2.2.1 Distribuição bidimensional de dose

O arranjo experimental para a distribuição bidimensional de dose foi feito de modo similar ao da calibração, entretanto o aplicador dermatológico foi utilizado. O arranjo descrito de baixo para cima consiste nas placas de água sólida colocadas para garantir o retroespalhamento da radiação, em seguida o filme radiocrômico e diferentes espessuras de placas de água sólida para obter a dose em profundidade e o aplicador sobre as placas (Figura 14). Para avaliar a dose na superfície o aplicador foi posicionado diretamente sobre o filme como mostrado na Figura 15 presente no próximo capítulo.

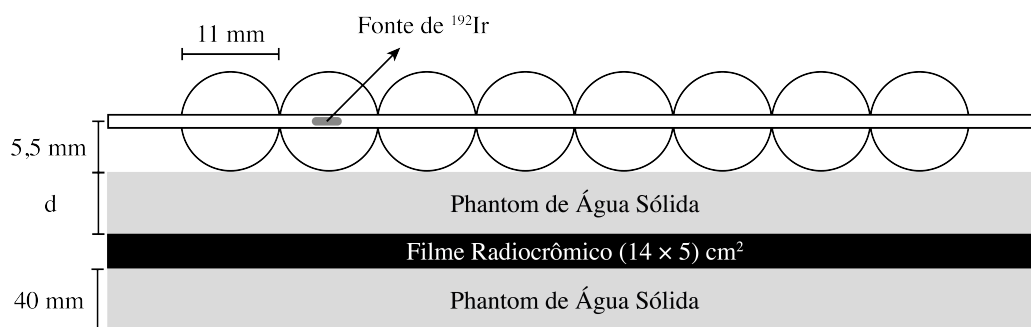


Figura 14 – Montagem para a irradiação dos filmes radiocrômicos. A espessura d mostrada na figura variou entre 0 e 5 mm. Elaborado pelo Autor.

O planejamento foi feito de modo com que ocorresse a deposição de dose de forma linear a um raio de 5,5 mm do cateter, por um comprimento de 10 cm. A deposição de dose foi calculada com 100% da dose prescrita na superfície das esferas do aplicador, em uma distância do centro da fonte de 5,5 mm.

Tanto neste estudo quanto nos apresentados em sequência a dose prescrita foi de 5 Gy, por se tratar de uma dose utilizada rotineiramente nos tratamentos em lesões de pele realizados no Serviço de Radioterapia do Hospital Luxemburgo. Para a irradiação os filmes foram recortados no tamanho $15 \times 4 \text{ cm}^2$. A prescrição de dose foi realizada na superfície do aplicador dermatológico, a uma distância de 5,5 cm da fonte. A dose também

foi avaliada nas profundidades de 1, 3 e 5 mm, para a obtenção da distribuição de dose nas respectivas profundidades colocando placas de água sólida com estas espessuras entre o aplicador e o filme. A [Figura 15](#) mostra o arranjo experimental utilizado.

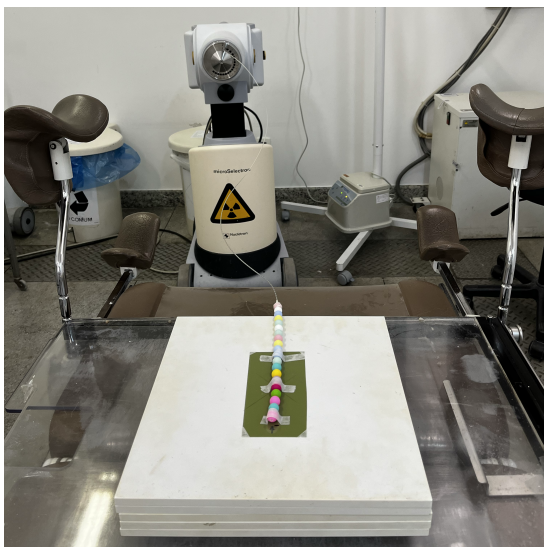


Figura 15 – *Setup* experimental para distribuição bidimensional de dose. Acervo do Autor.

3.2.2.2 Perfil de dose em profundidade

O arranjo experimental para o perfil de dose em profundidade foi feito utilizando o aplicador de bolinha preso sobre o filme radiocrômico ensanduichado entre 40 mm de placas de água sólida e posicionados na vertical conforme apresentado no desenho esquemático da [Figura 16](#). Cuidados no posicionamento foram tomados para que o aplicador estivesse bem alinhado com o filme, e os filmes bem presos na placa para evitar quaisquer tipos de escorregamento devido a ação da gravidade. Após o ensanduichamento do filme, foram dadas duas voltas com fita adesiva de modo a garantir que o arranjo experimental apresentasse uma estrutura firme.

A [Figura 17](#) apresenta o arranjo experimental utilizado na obtenção do perfil de dose em profundidade, os filmes utilizados foram colocados entre 40 mm de placas de água com a radiação incidindo pela lateral do filme.

Observa-se na [Figura 17](#) a utilização fita adesiva para garantir a estabilidade do aparato experimental em dois pontos: *i*) assegurando a imobilização do aplicador, deixando-o exatamente sobre a lateral do filme, evitando erros de posicionamento; *ii*) mantendo a rigidez de todo o aparato experimental ao passar a fita envolvendo as placas, ajudando também a evitar que o experimento se desmontasse devido ao posicionamento das placas na vertical. Não pode-se observar na figura, mas os filmes foram presos com fita nas placas para evitar sua movimentação devido a gravidade.

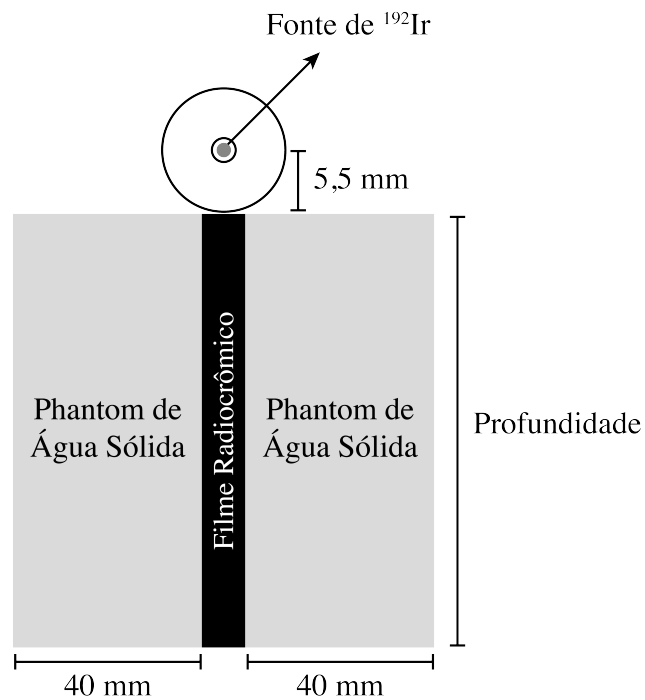


Figura 16 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose em profundidade. Elaborado pelo Autor.



Figura 17 – Arranjo experimental para perfil de dose em profundidade. Acervo do Autor.

Quanto ao planejamento este foi feito de modo similar à seção anterior, ou seja, garantindo a deposição de dose de forma linear em um comprimento de 10 cm. A deposição de dose foi calculada em 100% da dose prescrita na superfície das esferas do aplicador, em uma distância do centro da fonte de 5,5 mm.

3.2.2.3 Estudo de intervalo

O estudo de intervalo (*gap*, em inglês) tem como objetivo averiguar a dose depositada quando a região de irradiação tem comprimento maior do que o comprimento do aplicador, impossibilitando que toda a região receba dose em uma única irradiação. Um exemplo são as irradiações feitas em cicatrizes de cirúrgicas como a abdominoplastia, que podem ultrapassar 25 cm de comprimento, sendo necessário o reposicionamento do aplicador seguindo a linha da cicatriz após uma primeira irradiação, como mostrado no arranjo experimental da [Figura 18](#). A este intervalo damos o nome de intervalo longitudinal.

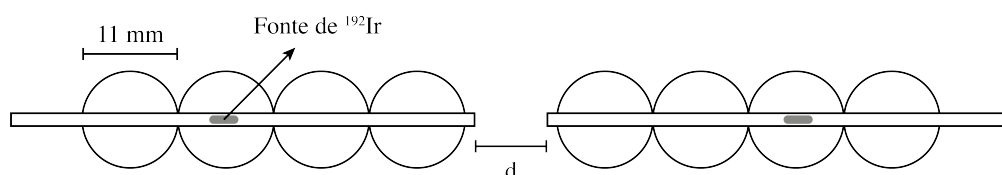


Figura 18 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose para o intervalo longitudinal. Elaborado pelo Autor.

No caso desta irradiação o aplicador é colocado inicialmente em uma posição, e depois da irradiação é reposicionado a uma distância d (a que chamamos de intervalo) do final da primeira irradiação, com este intervalo sendo considerado para evitar superdosagem de radiação na ligação. Outra situação encontrada na clinica é a das cicatrizes em formato de cruz, onde se faz necessária colocação do aplicador em uma primeira posição, e depois, o seu reposicionamento em uma posição perpendicular como apresentado na [Figura 19](#). Assim como no caso anterior é respeitada uma distância d entre a posição do aplicador.

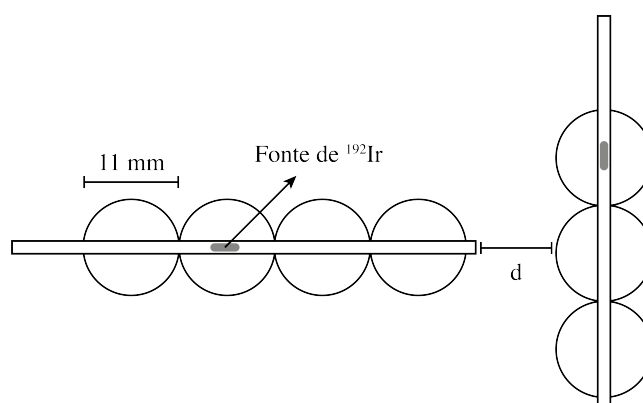


Figura 19 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose para o intervalo transversal. Elaborado pelo Autor.

O planejamento de tratamento foi feito de modo similar ao apresentado nas seções [3.2.2.1](#) e [3.2.2.2](#).

3.2.2.4 Atenuação de dose com placa de chumbo

O arranjo experimental para a verificação da atenuação de dose com blindagem de chumbo foi realizada de forma similar ao descrito para a calibração, sendo feita uma primeira irradiação sem nenhuma placa de chumbo (para uma comparação de dados), e em seguida da adição de placas de chumbo com espessuras $i = 1$ mm e $i = 2$ mm entre o filme e a placa de água sólida de 5 mm como apresentado na [Figura 20](#). Assim como na calibração, o planejamento foi feito com prescrição da dose de interesse a 5 mm de distância da fonte.

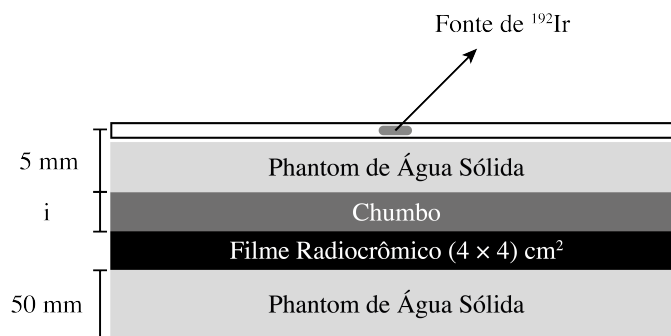


Figura 20 – Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose em profundidade. Elaborado pelo Autor.

Nestes arranjos experimentais observa-se que a distância entre a fonte e o filme é modificada pela adição da placa de chumbo o que aumenta a distância entre a fonte e o filme. Porém, não foi feita nenhuma alteração no planejamento considerando a nova distância. A adição da placa de chumbo durante o tratamento é feita para blindar a dose uma região que se queira proteger e a posição do filme assim inserido avalia corretamente a dose recebida diretamente na pele abaixo da placa de chumbo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Análise da calibração do filme EBT3

Os filmes EBT3 ao serem irradiados sofrem polimerização, que leva a alterações no seu espectro óptico, resultando assim na mudança da sua coloração (ver [subseção 2.4.2](#)). A [Figura 21](#) apresenta a mudança de coloração nos filmes em termo da dose absorvida.

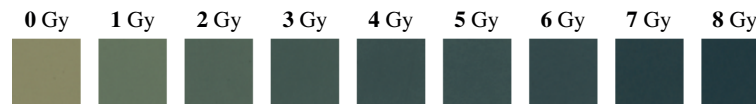


Figura 21 – Alteração na coloração dos filmes após as irradiações. Elaborado pelo Autor.

As imagens foram escaneadas 24 horas após a irradiação e no padrão RGB, o que garante que para cada pixel se tenha três informações numéricas de cor para cada pixel. Ademais, a profundidade de cor¹ escolhida foi de 8 bits, ou seja, existem 2^8 modos de descrever a intensidade da cor, com o valor de intensidade variando entre 0 e 255. Para uma correta avaliação das imagens de calibração do filme foi realizada a separação das componentes de cor como mostrado na [Figura 22](#), na qual as componentes separadas foram exibidas em uma escala de cinza.

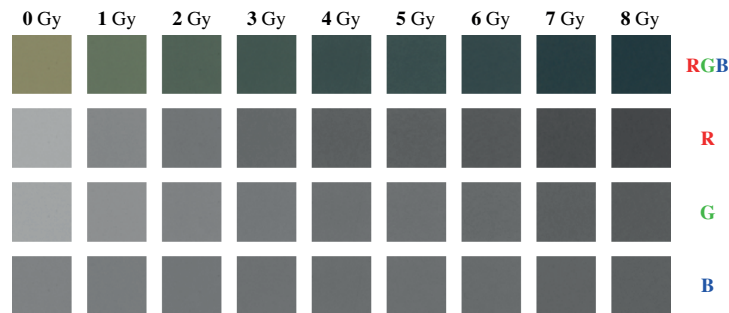


Figura 22 – Imagem de um conjunto de filmes separadas nos canais *red* (vermelho), *green* (verde) e *blue* (azul). Elaborado pelo Autor.

As especificação técnicas do filme ([subseção 2.4.2](#)) mostram que a absorção do filme tem um pico na região do azul, significando então que o filme tem uma maior reflexão na região do vermelho. Sendo assim, é esperado que a componente em vermelho tenha uma maior variação da intensidade em termos de dose, do mesmo modo que é esperado que a intensidade de cor no azul tenha uma menor variação de intensidade como mostra a [Figura 23](#).

¹ Profundidade de cor, ou *color depth*, é um termo da computação gráfica que descreve a quantidade de *bits* usados para representar a cor de um único pixel numa imagem

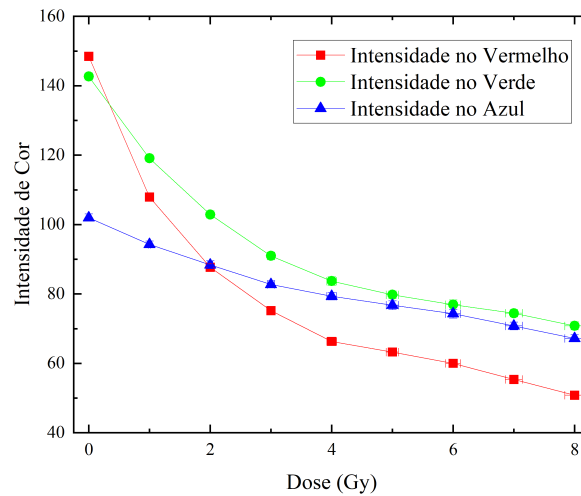


Figura 23 – Intensidade dos filmes separadas nos canais *red* (vermelho), *green* (verde) e *blue* (azul). Elaborado pelo Autor.

Os dados de leitura dos filmes irradiados e não-irradiados estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Parâmetros utilizados na construção da curva de calibração.

Dose (Gy)	Δ Dose (Gy)	I	σ_I	DO	σ_{DO}
0	–	147,252	0,857	–	–
1	0,02	107,596	0,903	0,13626	0,00437
2	0,04	88,388	0,936	0,22167	0,00528
3	0,06	75,789	0,971	0,28846	0,00617
4	0,08	68,425	1,064	0,33285	0,00728
5	0,10	63,227	1,171	0,36716	0,00853
6	0,12	58,408	1,165	0,40159	0,00901
7	0,14	54,619	1,154	0,43071	0,00951
8	0,16	50,635	1,748	0,46361	0,0152

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A coluna 1 e a coluna 2 são relativas a dose e à sua incerteza – a incerteza na dose foi estimada em 2% de acordo com a dosimetria da fonte (Anexo A e Anexo B). Nas colunas 3 e 4 estão apresentados os dados relativos à intensidade no canal vermelho (I) e o desvio padrão (σ_I). Observa-se a diminuição do valor da intensidade, relativo ao escurecimento do filme ao ser irradiado, e também um aumento no desvio padrão da leitura. Este é devido ao fato de que ao passo que a dose vai aumentando, intensidade vai diminuindo e a sua taxa de variação também, ou seja, quando maiores as doses os intervalos entre cada uma acaba sendo menor. O que leva a uma maior dificuldade para

obter os valores de intensidade com maior exatidão. Essa característica é conhecida como saturação do filme, e é bem conhecida na literatura, pois chega um momento que a variação de intensidade é tão baixa que ela acaba tendo um comportamento assintótico para um limiar de dose. Sendo necessário ter cuidados para a análise em doses superiores à 8 Gy utilizando o canal vermelho.

A obtenção da dose foi feita utilizando a relação de *Beer-Lambert* (Equação 3.1), e tomando o valor de I_0 obtido, podemos chegar à seguinte equação para a obtenção da densidade óptica (DO) do filme em termos da intensidade no vermelho I :

$$DO = \log \frac{147,252}{I}, \quad (4.1)$$

o desvio padrão para densidade óptica foi obtido utilizando a Equação 3.2, sendo apresentado na coluna 6 da Tabela 2 ao lado dos dados de densidade ótica. O gráfico da Figura 24 apresenta uma correlação entre os valores de dose e densidade óptica. No eixo x estão os valores de densidade óptica; no eixo y estão apresentados os valores de dose. Formando assim um gráfico de dose *versus* densidade óptica.

De modo a obter uma melhor correlação para esses dados, faz-se necessário ajustar uma equação matemática que intercepta todos os pontos do gráfico e que possa fornecer um valor de dose associado a qualquer valor de densidade óptica obtido, gerando assim uma curva de calibração. De acordo com a literatura, e citado no capítulo anterior, os ajustes polinomiais de segundo e terceiro grau apresentados na Equações 3.4 e 3.5 tem sido muito utilizados para a obtenção da curva de calibração. Sendo os ajustes para a curva apresentados na Figura 24.

Observa-se dentre os ajustes matemáticos realizados, o de 3º grau tem correspondência com todos os pontos do gráfico, enquanto o de 2º grau tem uma menor correspondência nos pontos associados às dose de 3, 7 e 8 Gy. Os parâmetros de ajuste das curvas estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Parâmetros utilizados na construção da curva de calibração.

Ajuste	Equação	a_1	a_2	χ^2 reduzido	R^2	R^2 -ajustado
2º Grau	$D = a_1 \cdot DO + a_2 \cdot DO^2$	2,67315	29,88294	1,64589	0,99902	0,99885
3º Grau	$D = a_1 \cdot DO + a_2 \cdot DO^3$	6,35711	52,04887	0,14594	0,99991	0,9999

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Curva de calibração para dose em função da densidade óptica no vermelho

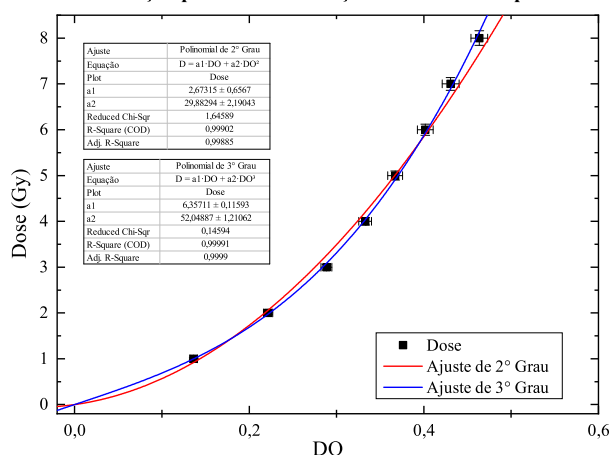


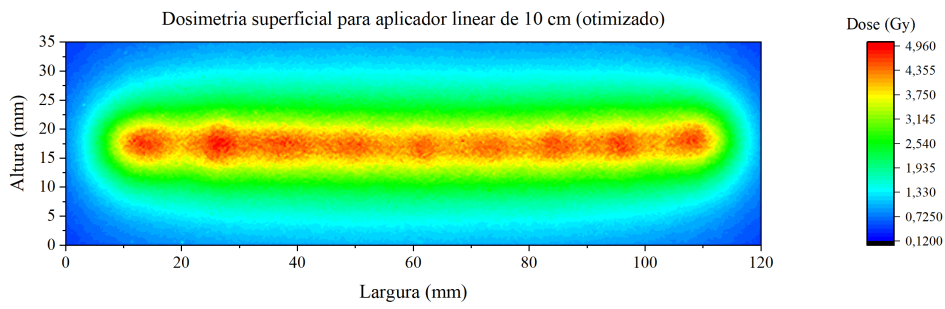
Figura 24 – Curvas de calibração para os filmes EBT3 relacionando a dose absorvida com a densidade óptica. Elaborado pelo Autor.

Considerando os parâmetros obtidos, juntamente da análise visual, a curva de 3º grau apresenta um melhor ajuste, sendo escolhida para a calibração do filme. Esta curva de calibração foi utilizada nos estudos de dosimetria apresentados na seção a seguir.

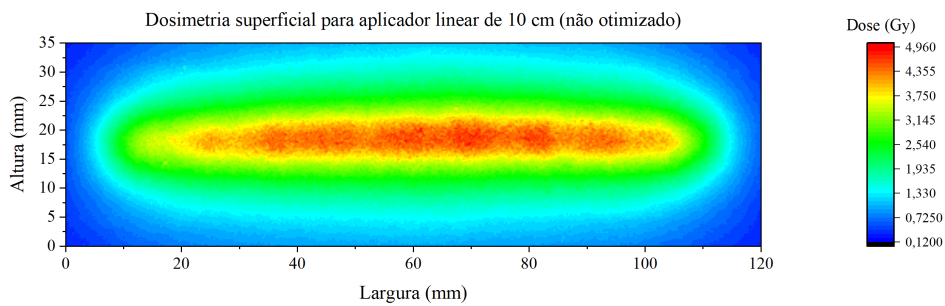
4.2 Distribuição bidimensional de dose

As Figuras 25, 26, 27 e 28 apresentam respectivamente os mapas de distribuição de dose na superfície e nas profundidades de 1, 3 e 5 mm para os tratamentos com o aplicador dermatológico. O objetivo da obtenção desses mapas é conhecer a distribuição de dose no paciente abaixo da pele.

Cada uma das figuras apresenta a distribuição de dose com o planejamento feito de forma otimizada e não otimizada ([Anexo D](#) e [Anexo E](#)) pelo TPS. Em todas as figuras vê-se claramente que a região mais quente está no centro do aplicador. Vê-se ainda que o planejamento otimizado gera uma distribuição de dose mais uniforme ao longo de todo o comprimento do aplicador e abaixo deste, enquanto no planejamento não otimizado ocorre um esfriamento da dose nas extremidades do aplicador. Desse modo, fica recomendada a otimização nos pontos de dose como o padrão para o uso deste aplicador. É possível observar também uma redução da dose à medida que a profundidade aumenta como é esperado.

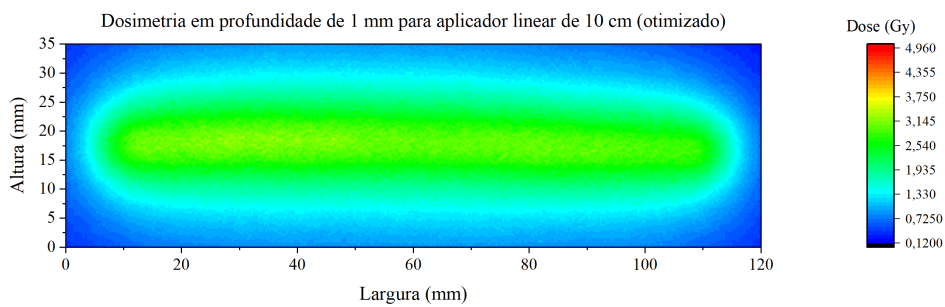


(a)

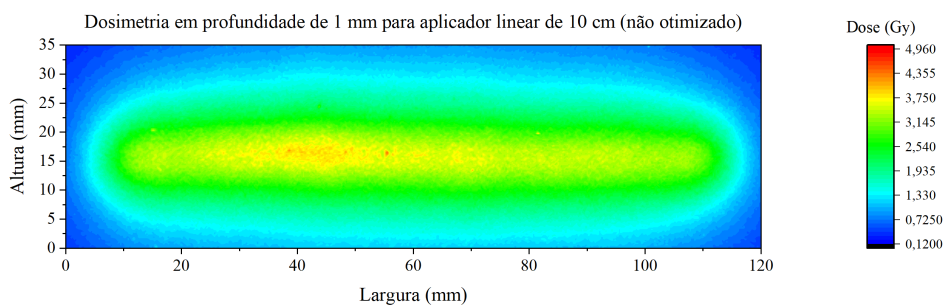


(b)

Figura 25 – Mapa de dose superficial utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado. Elaborado pelo Autor.

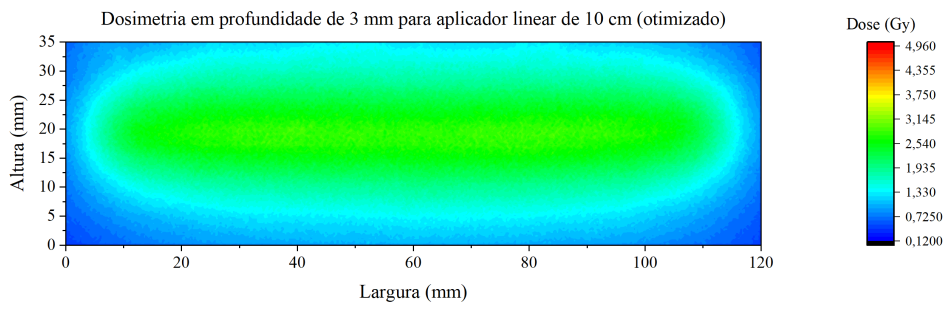


(a)

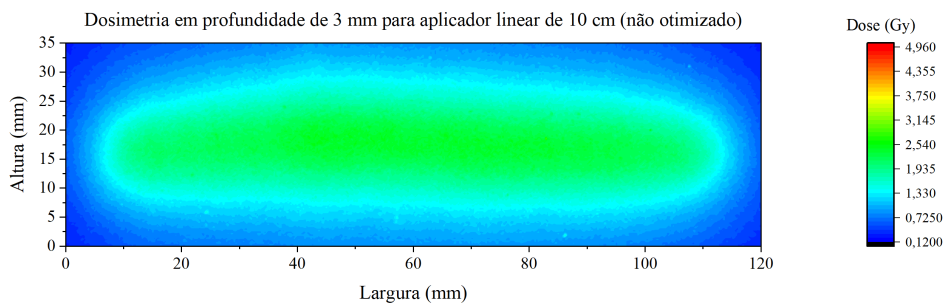


(b)

Figura 26 – Mapa de dose em profundidade de 1 mm utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado. Elaborado pelo Autor.

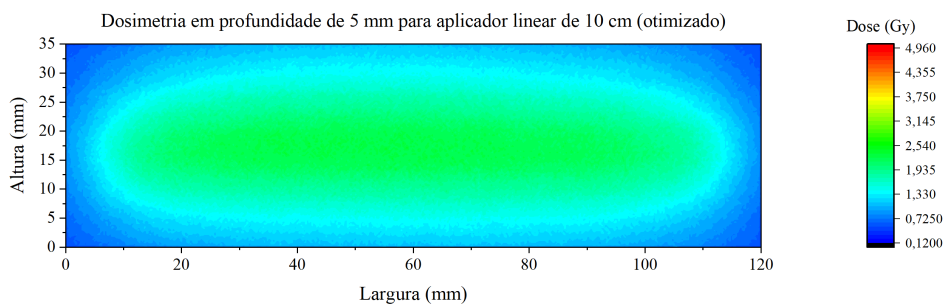


(a)

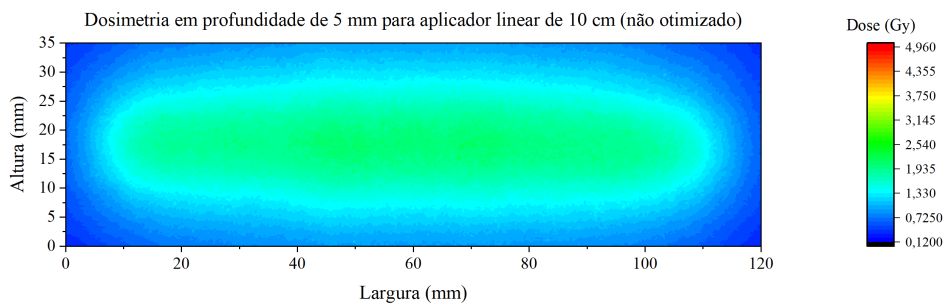


(b)

Figura 27 – Mapa de dose em profundidade de 3 mm utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado. Elaborado pelo Autor.



(a)



(b)

Figura 28 – Mapa de dose em profundidade de 5 mm utilizando aplicador linear com comprimento de 10 cm com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) otimizado e (b) não otimizado. Elaborado pelo Autor.

Observando a [Figura 25b](#), vê-se que a dose prescrita ocorre de forma relativamente uniforme em uma área de 5 mm de altura e 102 mm de comprimento. Pode-se dizer que esta é a região que pode ser considerada como tratada pelo aplicador dermatológico. Quanto à incerteza global na dosimetria dos filmes o trabalho de [Aldelaijan *et al.* \(2017\)](#) aponta um valor de 5% para a incerteza global.

Para cada um dos perfis de dose foi lida a dose máxima e a incerteza nesta medida. Os resultados podem ser vistos nas colunas 3 e 4 da [Tabela 4](#). A fim de se determinar o percentual de dose em profundidade, considerou-se o o valor da dose máxima na superfície do aplicador ([Figura 25](#)) como sendo a região de 100% da dose prescrita. Dividindo os valores da terceira coluna por 4,96 Gy e multiplicando o resultado por 100% pôde-se determinar o percentual de dose nas profundidades de 1, 3 e 5 mm como mostrado na quinta coluna da [Tabela 4](#). A última coluna trás a incerteza nesta medida.

Tabela 4 – Valores de dose máxima ($D_{\text{máx}}$) obtida nos mapas de dose.

Profundidade	Prescrição	$D_{\text{máx}}$ (Gy)	$\Delta D_{\text{máx}}$ (Gy)	PDP (%)	Δ PDP (%)
0 mm	otimizada	4,96	0,248	100	5
	não otimizada	4,96	0,248	100	5
1 mm	otimizada	4,26	0,213	85,9	4,3
	não otimizada	4,26	0,213	85,9	4,3
3 mm	otimizada	3,44	0,139	69,4	3,47
	não otimizada	3,44	0,139	69,4	3,47
5 mm	otimizada	2,77	0,124	55,8	2,79
	não otimizada	2,77	0,139	55,8	2,79

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Observa-se que os dados de PDP que o planejamento Observa-se claramente que o PDP do planejamento padrão (otimizado) cai para 85,9 % (com incerteza de $\pm 4,3\%$ neste valor percentual). Portanto, a dose cai abruptamente com o aumento da profundidade como esperado e observado no TPS, deste modo a profundidade de tratamento fica por volta de 1 mm. Este resultado será corroborado pelas medidas na [seção 4.4](#).

4.3 Atenuação de dose com placa de chumbo

As três irradiações feitas nesta etapa do trabalho, a primeira mostra o comportamento da dose sem nenhuma blindagem, sendo feita para comparar os resultados das medidas

com e sem as placas de chumbo. A medida sem a placa de chumbo foi denominada de irradiação controle e o seu mapa de distribuição de dose está apresentado na a [Figura 29](#).

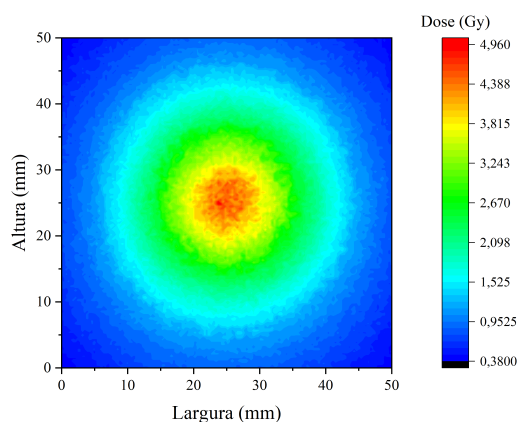


Figura 29 – Irradiação controle para distribuição pontual de dose na superfície. Elaborado pelo Autor.

Os resultados obtidos para a irradiação controle ao serem comparados com o mapa de dose da [Figura 25a](#) apresentam o mesmo valor de dose máxima de 4,96 Gy. Este valor é o esperado uma vez que a prescrição da irradiação controle [Figura 29](#) foi realizada com 100% da dose prescrita a uma distância de 5 mm da fonte, correspondente à dose na interface da placa de água sólida com o filme no aparato experimental. Nas aplicações com o aplicador dermatológico a distribuição de dose foi medida com 100% da dose prescrita a uma distância de 5,5 mm da fonte, correspondente à dose na superfície do aplicador dermatológico, pois o diâmetro das esferas era de 11 mm.

Verifica-se que a densidade eletrônica das esferas empregadas no aplicador pode ser adequadamente considerada equivalente a água. O que contribui positivamente para utilizar este aparato para comparar resultados nas duas geometrias abordadas acima. No caso das irradiações utilizando as placas de chumbo de duas diferentes espessuras, os resultados estão expostos nos mapas de dose da [Figura 30](#).

Na irradiação utilizando a placa de chumbo com espessura $i = 1$ mm, o mapa de dose apresenta uma superdosagem chegando a valor de dose máxima no centro de 6,54 Gy, ao ser comparado com a irradiação controle mostrando um aumento na dose de 1,58 Gy (31,9%). Esse aumento de dose acaba por interferir no tratamento, levando ao aumento do risco de efeitos indesejados (eritema, alopecia), e não provocando uma redução da dose como desejado. No caso da irradiação utilizando a placa de chumbo com espessura $i = 2$ mm, ocorre uma diminuição na dose para 3,67 Gy (26%).

A sobredosagem observada na [Figura 30a](#) ocorre devido a efeitos de interface entre o tecido biológico e materiais de alto Z e tem sido alvo de diversos estudos ([DAS et al., 2001](#);

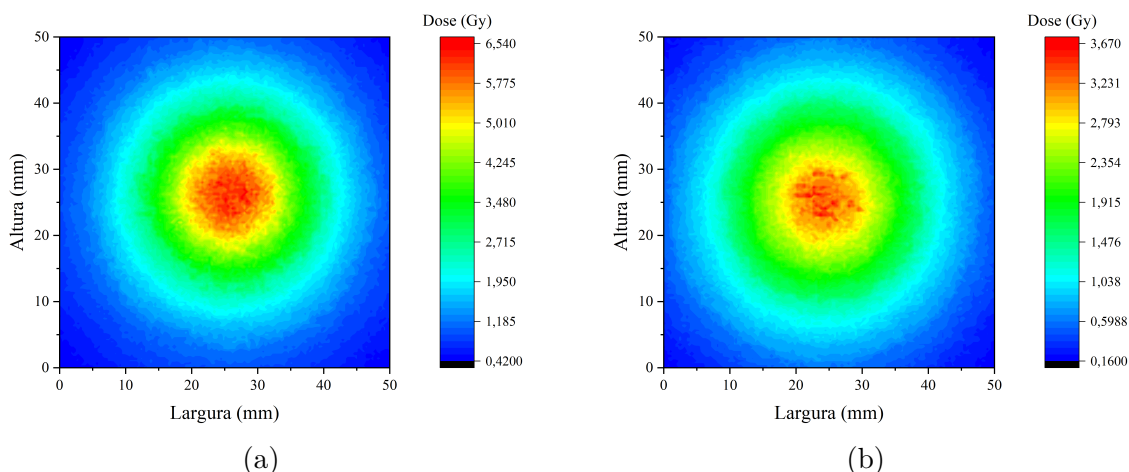


Figura 30 – Distribuição de dose em parada única (a) com blindagem de 1 mm e (b) blindagem de 2 mm. As escalas de cores são diferentes. Elaborado pelo Autor.

DAS *et al.*, 2002). Neste caso a retrodifusão da radiação na interface entre a blindagem e o tecido biológico produz um aumento da dose no paciente como mostrado nos estudos de Liso *et al.* (2011), Candela-Juan *et al.* (2014). A partir desses resultados o relatório TG-253 conjunto entre a AAPM e a ESTRO (FULKERSON *et al.*, 2020) recomenda a utilização de bólus entre o tecido e a blindagem. Os valores de espessura para bólus não é bem especificada no TG-253, entretanto as recomendações conjuntas da Sociedade Espanhola de Oncologia Radioterápica (SEOR) e da Sociedade Espanhola de Física Médica (SEFM) para tratamento de tratamentos superficiais em braquiterapia (RODRÍGUEZ *et al.*, 2018) indicam a utilização de bólus com a espessura 1 mm para diminuir a sobredosagem, que pode chegar a até 300% devido a colocação do chumbo diretamente sobre a pele do paciente, com as recomendações baseadas no estudo de Candela-Juan *et al.* (2014).

Sabe-se da literatura que na interface entre materiais de diferentes densidades ocorre um decréscimo ou acréscimo na dose a depender se se vai respectivamente de um material de baixa para alta densidade ou o contrário de uma material de alta para baixa densidade (DAS *et al.*, 2002). Isto se deve à geração de um maior número de elétrons no material de alta densidade que chegam no material de baixa densidade. Como a energia desses elétrons é baixa, a penetração é pequena. A sugestão prática para resolver este problema nos pacientes é revestir a placa de chumbo com um bólus. Sugere-se continuidade nos experimentos para análise de forma mais detalhada dos efeitos de dose provocados pela blindagem. Pode-se utilizar outras espessuras de chumbo; determinar o alcance dos elétrons gerados para determinar com precisão a espessura do bólus a ser incluído em torno da blindagem. Seria recomendável também a realização de um planejamento mais adequado do que o utilizado na seção anterior, fazendo o mesmo arranjo experimental com a adição das blindagens diretamente sob o aplicador. Outra sugestão interessante para

trabalhos futuros está em aproveitar o fenômeno observado para estimular um incrementos de dose em regiões desejadas.

Considerando a sobredosagem observada devido a presença de efeitos na interface, e a sugestão dada nos reportes indicando a utilização de bólus para a minimização destes efeitos. Sugere-se a continuidade nos experimentos para análise dos efeitos de dose na blindagem de forma mais detalhada, seja feita: utilizando outras espessuras de chumbo; inclusão de bólus com diferentes espessuras e outros planejamentos. No caso da utilização de outro planejamento, indica-se o utilizado na seção anterior, fazendo o mesmo arranjo experimental com a adição das blindagens diretamente sob o aplicador.

4.4 Perfil de dose em profundidade

Na [Figura 31](#) está apresentado o filme escaneado após ser irradiado, sendo selecionada uma região de interesse (ROI) nas dimensões de $80 \times 8 \text{ mm}^2$ para a coleta das informações de intensidade de cor utilizando a ferramenta *plot profile* do imageJ. Esta ferramenta gera um perfil de intensidade de componente fazendo uma média de todos os valores de intensidade de cor para um determinado valor de comprimento da imagem.



Figura 31 – Filme utilizado a obtenção das informações de intensidade de cor para perfil de dose em profundidade. A primeira *fit*a de filme de cima para baixo mostra o filme com as três componentes de cor juntas, as restantes mostram os canais R, G e B separados e apresentados em escala de cinza. Elaborado pelo Autor.

Os dados após a conversão de intensidade de cor para dose foram utilizados para gerar o gráfico de Perfil de Dose em Profundidade ([Figura 32a](#)), cabe ressaltar que devido as dimensões da região de interesse definida o gráfico apresenta os valores de profundidade de até 80 mm. A [Figura 32b](#) mostra o gráfico de dose em profundidade gerado pelo TPS.

Analisando os gráficos acima observa-se uma boa correspondência no percentual de dose do filme ao ser comparada com a obtida no TPS. Alguns dos pontos usados são: em 10 mm de profundidade o filme mostra um percentual de dose de cerca de 35% enquanto no gráfico TPS indica um valor de cerca de 32%; em 60 mm de profundidade o filme

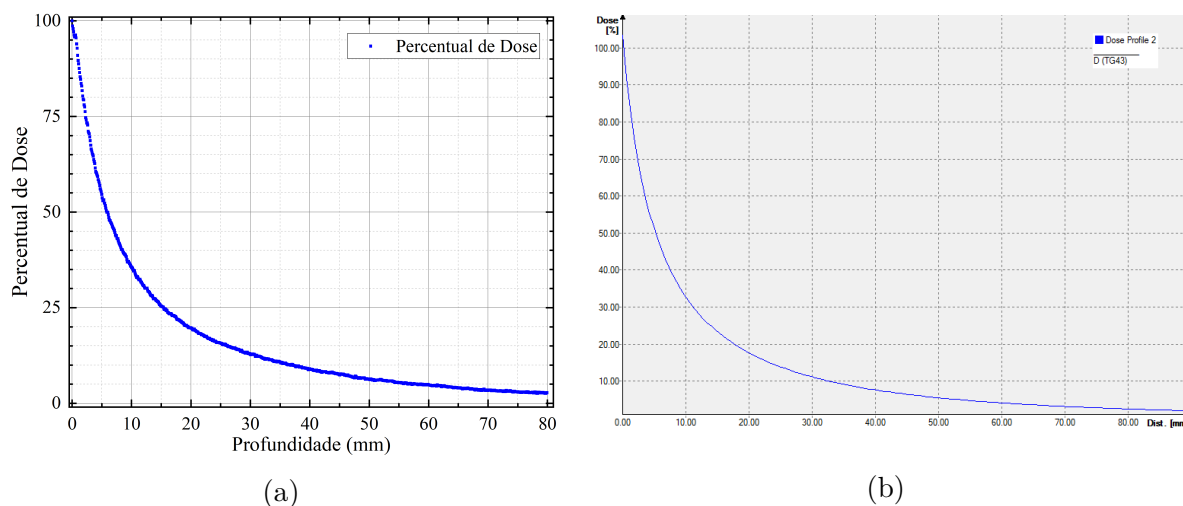


Figura 32 – Perfil de dose em profundidade (a) obtido com o filme EBT3 (b) obtido no *OncentraBrachy*. Fonte: (a) Elaborado pelo Autor (b) Imagem cedida pelo Departamento de Física Médica do Hospital Luxemburgo.

mostra um percentual de dose de cerca de 5% enquanto no gráfico TPS indica um valor entre 3 e 4%. Uma análise mais detalhada desses valores está apresentada a seguir.

As informações das curvas de isodose² obtidas durante o planejamento estão apresentadas na [Figura 33](#) onde pode se observar cinco curvas de isodose com os valores de 50, 70, 90, 100, 110 e 150% da dose prescrita, respectivamente nas cores cinza, verde, amarelo, vermelho, azul e rosa. As curvas de 150 e 110% não são consideradas, pois essas doses estão em uma distância inferior a de prescrição, ou seja, as curvas de isodose estão no interior das esferas. A curva de 100% está a uma distância de 5,5 mm da fonte como prescrito. As curvas de 90, 70 e 50% estão respectivamente nas distâncias de 0,6; 2,6 e 5 mm.

Os dados obtidos no TPS para as isodoses, juntamente com os dados obtidos na dosimetria de profundidade com filmes EBT3 estão apresentados na [Tabela 5](#), na primeira coluna temos a profundidade (distância) em relação ao centro do aplicador, na segunda e terceira coluna têm se o percentual de dose e a incerteza associada para o planejamento e na quarta e quinta coluna o percentual de dose e a incerteza associada encontrada na dosimetria com o filme.

Ao analisar os dados expostos acima tem-se 100% da dose na superfície (0 mm), para a profundidade de 0,6 mm temos o percentual de dose no sistema de planejamento de $90 \pm 1,8\%$ comparado com o valor obtido no filme de $96 \pm 4,8\%$ tem-se uma correspondência

² As curvas de isodose representam um conjunto de pontos de algum plano num determinado meio (água, acrílico, músculo, etc) que têm o mesmo valor de dose absorvida para um determinado feixe de tratamento.

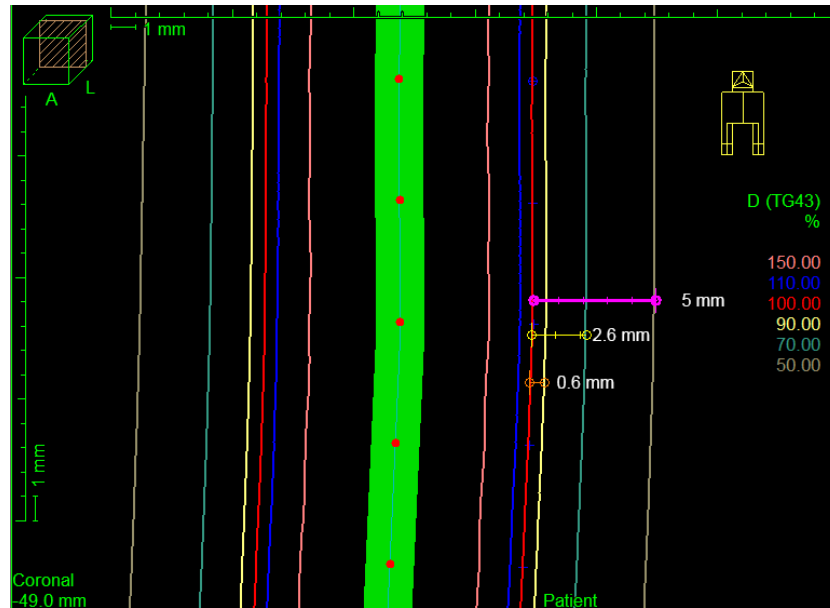


Figura 33 – Captura da tela de planejamento no plano coronal observa-se a linha vertical em verde com os círculos em vermelho representa o aplicador e os pontos de parada da fonte; as linhas coloridas representam as curvas de isodose as régua em magenta, amarelo e laranja representam a distância da curva de 100% de dose, para as curvas de 50, 70 e 90% de dose respectivamente. Imagem cedida pelo Departamento de Física Médica do Hospital Luxemburgo.

Tabela 5 – Valores de Percentual de Dose (PD) obtidos no *OncentraBrachy* e no filme EBT3.

Profundidade (mm)	PD _{Oncentra} (%)	ΔPD _{Oncentra} (%)*	PD _{filme} (%)**	ΔPD _{filme} (%)
0	100	5	100	5
0,6	90	1,8	96	4,8
2,6	70	1,4	72	3,6
5	50	1	54,1	2,70

* Na prescrição de tratamento a incerteza considerada foi de 2% de acordo com os dados de dosimetria da fonte apresentados no Anexo A.

** Na dosimetria com filmes EBT3 a incerteza foi considerada em $\pm 5\%$ de acordo com Aldelaijan *et al.* (2017).

Fonte: Elaborado pelo Autor.

do valor dentro da incerteza o que se repete para a profundidade de 2,6 mm (isodose de 70%). Para a profundidade de 5 mm (isodose de 50%) há uma discrepância entre os valores, o percentual de dose no TPS é de $50 \pm 1\%$ enquanto que para o filme é $54,1 \pm 2,70\%$, ao comparar as incertezas verifica-se um valor máximo para a dose no TPS de 51% enquanto que o valor mínimo obtido no filme de 51,4%, discrepância que pode ser considerada irrisória em vista dos resultados anteriores. Sendo assim os resultados até aqui apresentado mostram-se satisfatórios.

4.5 Estudo de intervalo

As irradiações foram realizadas em acordo com o descrito na subseção 3.2.2.3. O aparato experimental utilizado foi similar ao apresentado na Figura 15, sendo a única diferença a dupla irradiação no filme respeitando o intervalo com uma distancia $d = 10$ mm entre o aplicador na primeira irradiação e a nova posição. No mapa de dose da Figura 34 são apresentados os resultados para o intervalo longitudinal verifica-se uma dose máxima no centro do aplicador (região vermelha) de 5,80 Gy, equivalendo à 116% da dose prescrita.

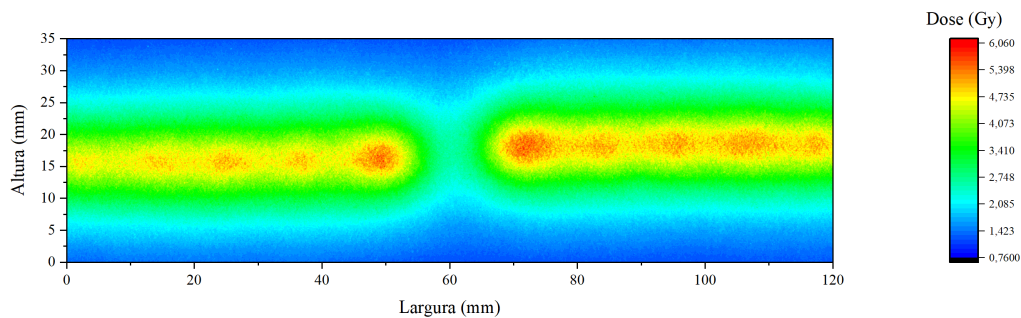


Figura 34 – Mapa bidimensional de dose superficial para o intervalo longitudinal. Elaborado pelo Autor.

Enquanto no mapa de dose da Figura 35 estão apresentados os resultados para o intervalo transversal, onde se pode perceber que assim como no intervalo longitudinal, tem uma dose máxima no centro do aplicador (região vermelha) superior a dose prescrita sendo de 6,06 Gy equivalente à 121% da dose prescrita.

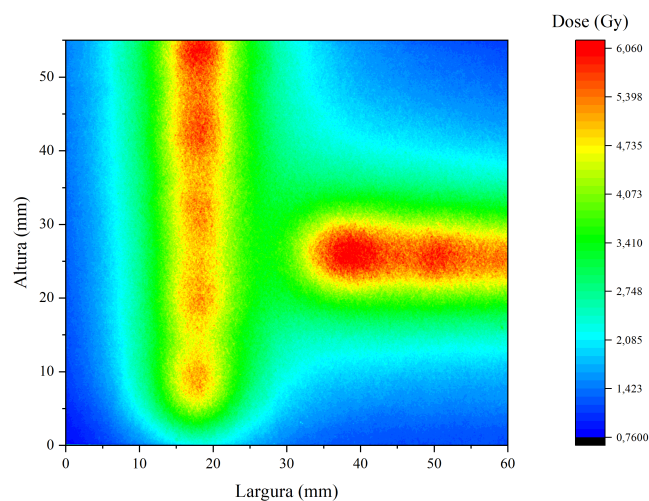


Figura 35 – Mapa bidimensional de dose superficial para intervalo transversal. Elaborado pelo Autor.

A comparação com resultados já obtidos é um dos modos em que se tem uma maior praticidade para verificar a diferença na dose. Portanto, ao comparar com a dosimetria

superficial para o aplicador linear (Figura 25a) que tem um máximo de dose na região central do aplicador de 4,96 Gy observa-se um aumento de dose relativo para os intervalos longitudinal e transversal de respectivamente de 16% e 21%. Estima-se que tal aumento seja devido a sobreposição de dose no filme devido a dupla irradiação que o filme foi submetido.

No intervalo longitudinal vê que, para uma separação de 10 mm entre as posições dos aplicadores, a dose no centro do intervalo é de 2,4 Gy, gerando uma região de subdosagem que pode afetar o tratamento por conta de não atingir a dose prescrita nesta região. Nesse caso, sugere-se que o intervalo entre as posições dos aplicadores esteja abaixo de 10 mm, valores estes que devem ser investigados em estudos posteriores. Neste trabalho, a partir da (Figura 25a), estima-se que o intervalo ideal para o intervalo seja de 5 mm, pois nesta distância a partir da ponta do aplicador a dose cai para 50%. Este valor de intervalo é corroborado pelas leituras a partir do planejamento no Oncentra que aponta um intervalo de 5 mm para que a separação entre os aplicadores gere 100% da dose no centro deste intervalo. Para o intervalo transversal a dose cai para valores na faixa de 3,2 Gy no centro do intervalo, o que indica também necessidade de diminuição do tamanho do intervalo. Por se tratar de um arranjo experimental surgido durante a execução do trabalho devido a necessidades clínicas, configura-se este estudo dosimétrico de intervalo como preliminar, sendo necessárias novas medidas para verificar melhor o comportamento de dose, abrindo assim a possibilidade de execução de novos trabalhos.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho apresentou um estudo dosimétrico de um aplicador desenvolvido para o tratamento de lesões de pele na modalidade de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) utilizando filmes radiocrômicos EBT3. Verificou-se que a dose medida na superfície do aplicador é igual ao valor fornecido pelo sistema de planejamento de tratamento (TPS) havendo uma excelente correlação entre estas medidas. Constata-se que até 95% do valor da dose prescrita se estende em uma área de $5 \times 100 \text{ mm}^2$ abaixo do aplicador sendo esta a região considerada como sendo a área tratada.

No estudo do percentual de dose em profundidade foi observado um rápido decréscimo da dose a partir da superfície do aplicador. O comportamento do percentual de dose em profundidade medido com filme EBT3 é muito próximo ao gerado pelo *software* de planejamento.

Na tentativa de proteger áreas em torno da lesão com placas de chumbo de 1 mm de espessura foram obtidas valores de dose até 31,9% acima do valor prescrito, evidenciando que as placas de chumbo desta espessura devem ser cobertas com material equivalente a tecido (bólus) para absorver a dose extra na vizinhança da placa. Para placas de chumbo de 2 mm a dose foi reduzida em 26% da dose prescrita, sendo assim é preferível a utilização destas em detrimento da placa de 1 mm.

Na análise da separação necessária entre posições do aplicador para irradiar com dose homogênea regiões contíguas, a partir dos resultados obtidos observa-se que o valor recomendável para a separação esteja próximo a 5 mm, observando a necessidade de uma verificação empírica. Esta medida foi corroborada tanto por dosimetria no filme quanto pelo sistema de planejamento que mostraram um valor de 50% da dose prescrita a 2,5 mm da superfície do aplicador medida na direção longitudinal. Entretanto, a dosimetria com filme mostra a necessidade de estudos mais detalhados, podendo este intervalo ser ainda ligeiramente maior pois a irradiação na primeira posição contribui com dose na região da segunda posição e vice-versa.

Finalizando, com os dados levantados nesta dissertação verifica-se a necessidade de estudos posteriores sobre a efetiva atenuação das placas de chumbo e a espessura ideal de bólus para reduzir a dose na interface entre o chumbo e a pele. Verifica-se também a necessidade de estudos detalhados sobre o intervalo entre a posição dos aplicadores necessário para a geração de uma distribuição de dose homogênea em lesões de pele mais extensas do que o comprimento do aplicador.

REFERÊNCIAS

- ALDELAIJAN, S. *et al.* Dose comparison between TG-43-based calculations and radiochromic film measurements of the Freiburg flap applicator used for high-dose-rate brachytherapy treatments of skin lesions. *Brachytherapy*, Elsevier, v. 16, n. 5, p. 1065–1072, 2017.
- BARKER, C. A. *et al.* Radiomics and Radiogenomics in Lung Cancer: A Review for the Clinician. *Journal of thoracic oncology*, Elsevier, v. 14, p. 768–781, 2019.
- BIJLARD, E. *et al.* Burden of keloid disease: a cross-sectional health-related quality of life assessment. *Acta dermato-venereologica*, v. 97, n. 2, p. 225–229, 2017.
- BRAY, F. *et al.* Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: a cancer journal for clinicians*, Wiley Online Library, v. 68, n. 6, p. 394–424, 2018.
- BUTSON, M. J. *et al.* Radiochromic film dosimetry in water phantoms. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 46, n. 1, p. N27, 2001.
- CANDELA-JUAN, C. *et al.* Dosimetric perturbations of a lead shield for surface and interstitial high-dose-rate brachytherapy. *Journal of Radiological Protection*, IOP Publishing, v. 34, n. 2, p. 297, 2014.
- DAS, I. J. *Radiochromic film: role and applications in radiation dosimetry*. Boca Raton: CRC Press, 2017. ISBN 978-1-4987-7647-9.
- DAS, I. J. *et al.* Interface dosimetry: measurements and monte carlo simulations of low-energy photon beams. *Radiation Physics and Chemistry*, Elsevier, v. 61, n. 3-6, p. 593–595, 2001.
- DAS, I. J. *et al.* Dose perturbations at high-Z interfaces in kilovoltage photon beams: comparison with Monte Carlo simulations and measurements. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 64, n. 3, p. 173–179, 2002. ISSN 0969-806X.
- DAURADE, M. *et al.* Efficacy of surgical excision and brachytherapy in the treatment of keloids: A retrospective cohort study. *Advances in Skin & Wound Care*, LWW, v. 33, n. 11, p. 1–6, 2020.
- DENG, J. *et al.* Efficacy of advanced radiotherapy techniques compared with conventional radiotherapy techniques for the treatment of locally advanced non-small-cell lung cancer: a systematic review and meta-analysis. *Cancer management and research*, Dove Medical Press, v. 12, p. 421–437, 2020.
- DESROCHES, J. *et al.* Technical Note: Potential errors in optical density measurements due to scanning side in EBT and EBT2 Gafchromic film dosimetry. *Medical Physics*, v. 37, n. 4, p. 1565–1570, 2010.
- DEVIC, S. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. *Physica medica*, Elsevier, v. 27, n. 3, p. 122–134, 2011.
- DEVIC, S. *et al.* Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 32, n. 7Part1, p. 2245–2253, 2005.

- DEVIC, S. *et al.* Reference radiochromic film dosimetry: review of technical aspects. *Physica Medica*, Elsevier, v. 32, n. 4, p. 541–556, 2016.
- EL-SHERIF, O. *et al.* Modern Radiation Therapy for Extranodal Lymphomas. *Current treatment options in oncology*, Springer, v. 20, p. 29, 2019.
- FARHOOD, B. *et al.* Comparison of dosimetry in radiotherapy beams using EBT3 radiochromic film and Delta4 system in treatment plan verification. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, Medknow Publications, v. 16, n. 3, p. 584, 2020.
- FOWLER, J. F. Solid state dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 8, n. 1, p. 1, 1963.
- FULKERSON, R. K. *et al.* Surface brachytherapy: Joint report of the AAPM and the GEC-ESTRO Task Group No. 253. *Medical Physics*, v. 47, n. 10, p. e951–e987, 2020.
- GERALDO, J. M. *Aumento da dose biológica efetiva com braquiterapia por alta taxa de dose na presença de nanopartículas de ouro: um estudo in vitro com células de carcinoma escamoso*. Tese (Doutorado) — Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Brasil, 2022.
- HOANG, D. *et al.* Surgical excision and adjuvant brachytherapy vs external beam radiation for the effective treatment of keloids: 10-year institutional retrospective analysis. *Aesthetic surgery journal*, Oxford University Press, v. 37, n. 2, p. 212–225, 2017.
- HOFF, P. M. G. *et al.* *Tratado de oncologia*. 1. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2013. ISBN 978-85-388-0312-6.
- ICRU. ICRU Report 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. *Reports of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda, Maryland, os-26, Issue 1, n. 50, 1993. ISSN 1742-3422.
- ICRU. ICRU Report 51, Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. *Reports of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda, Maryland, os-26, Issue 1, n. 50, 1993.
- ICRU. ICRU Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. *Reports of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda, Maryland, os-32, Issue 1, n. 62, 1999. ISSN 1742-3422.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). *Estimativa 2023: Incidência de Câncer no Brasil*. 2. ed. Rio de Janeiro, Brasil: Instituto Nacional de Câncer Jose Alencar Gomes da Silva, Coordenação de Prevenção e Vigilância, 2023. ISBN 978-65-88517-10-9.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of brachytherapy sources: Guidelines on standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals*. Vienna, 1999.
- ISLAM, M. A. *et al.* Dosimetric comparison between the microSelectron HDR 192 Ir v2 source and the BEBIG 60Co source for HDR brachytherapy using the EGSnrc Monte Carlo transport code. *Journal of medical physics*, Medknow Publications, v. 37, n. 4, p. 219, 2012.

- ISP, G. Gafchromic-EBT2 self-developing film for radiotherapy dosimetry. *International Specialty Products (ISP), Wayne, NJ*, 2009.
- JANSEN, A. A. ICRU Reporta 33, Radiation Quantities and Units. *Journal of Nuclear Medicine Technology, Soc Nuclear Med*, v. 8, n. 4, p. 241–241, 1980.
- JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. [S.l.]: Charles C. Thomas Springfield, 1983.
- KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. 5. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. ISBN 978-1-4511-8245-3.
- KOVALIC, J. J.; PEREZ, C. A. Radiation therapy following keloidectomy: a 20-year experience jeffrey. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, Elsevier, v. 17, n. 1, p. 77–80, 1989.
- LAWRENCE, W. T. In search of the optimal treatment of keloids: report of a series and a review of the literature. *Annals of plastic surgery*, v. 27, n. 2, p. 164–178, 1991.
- LEE, C. *et al.* Uniformity of dose response of Gafchromic EBT3 film using reflection scanning. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, American Association of Physicists in Medicine, v. 16, n. 2, p. 224–233, 2015.
- LIU, H.-W. *et al.* Role of in vivo dosimetry with radiochromic films for dose verification during cutaneous radiation therapy. *Radiation Oncology*, Springer, v. 10, n. 1, p. 1–7, 2015.
- LLISO, F. *et al.* Physics contributions dosimetric evaluation of internal shielding in a high dose rate skin applicator. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, Termedia, v. 3, n. 1, p. 32–38, 2011.
- MARROQUÍN, E. Y. L. *Caracterización y validación de la película Gafchromic EBT3 para control de calidad en tratamientos de radiocirurgía utilizando dos sistemas ópticos*. Tese (Doutorado) — Universidad Autónoma del Estado de México, México, 2016.
- MAYER, R. *et al.* MRI-Guided Adaptive Radiotherapy for Locally Advanced Non-Small Cell Lung Cancer (NSCLC) during Routine Clinical Care: Comparison of Plan Quality and Clinical Outcomes with Standard Planning. *Cancers*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 13, p. 410, 2021.
- MCCUNE, J. S. Rapid advances in immunotherapy to treat cancer. *Clinical Pharmacology & Therapeutics*, Wiley Online Library, Alexandria, v. 103, n. 4, p. 540–544, 2018.
- MCLAUGHLIN, W. L. *et al.* Radiochromic solid-state polymerization reaction. In: . [S.l.]: ACS Publications, 1996.
- MENDES, M. A. *Análise dosimétrica em órgãos envolvidos no tratamento radioterápico da próstata*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil, 2017.
- NATH, R. *et al.* Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Medical physics*, American Association of Physicists in Medicine, v. 22, n. 2, p. 209–234, 1995.
- NOGUEIRA, L. B. *et al.* Experimental dosimetry in conformal breast teletherapy compared with the planning system. *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 97, p. 93–100, 2015.

- NOLASCO, A. V. *Métodos de dosimetria de superfícies aplicados ao controle de qualidade e investigação de dose na pele em tratamentos de Radioterapia*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil, 2017.
- OHTA, M. *et al.* Verification of evaluation accuracy of absorbed dose in the dose-evaluation system for Iridium-192 brachytherapy for treatment of keloids. *Biomedical Physics & Engineering Express*, IOP Publishing, v. 4, n. 2, p. 025022, 2018.
- OLIVEIRA, P. M. C. *Avaliação de Parâmetros de Qualidade de Imagem e Dosimetria de Pacientes Submetidos a Exames Radiológicos de Tórax*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil, 2012.
- PEREIRA, A. J. *et al.* Manual para técnicos em radioterapia. *Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer*, 2000.
- PODGORSK, E. B. *et al.* *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: IAEA, 2005. 657 p. ISBN 978-9-2010-7304-4.
- RIVARD, M. J. *et al.* Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 31, n. 3, p. 633–674, 2004.
- RODRÍGUEZ, S. *et al.* Recommendations of the Spanish brachytherapy group (GEB) of Spanish Society of Radiation Oncology (SEOR) and the Spanish Society of Medical Physics (SEFM) for high-dose rate (HDR) non melanoma skin cancer brachytherapy. *Clinical and Translational Oncology*, Springer, v. 20, p. 431–442, 2018.
- ROSTELATO, M. E. C. M. *Preparação de Fontes de ¹⁹²Ir para uso em braquiterapia*. Dissertação (Mestrado) — Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 1997.
- RUEDEN, C. T. *et al.* ImageJ2: ImageJ for the next generation of scientific image data. *BMC bioinformatics*, Springer, v. 18, n. 1, p. 529, 2017.
- SALVAJOLI, J. V. *et al.* *Radioterapia em Oncologia*. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2013.
- SANTOS, G. L. *Correção de artefatos laterais em algoritmo para escâner de mesa para avaliação de filmes radiocrômicos*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, Brasil, 2017.
- SANTOS, T. *et al.* A review on radiochromic film dosimetry for dose verification in high energy photon beams. *Radiation Physics and Chemistry*, Elsevier, v. 179, p. 109217, 2021.
- SCHINDELIN, J. *et al.* Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature methods*, Nature Publishing Group, v. 9, n. 7, p. 676–682, 2012.
- SCLAFANI, A. P. *et al.* Prevention of earlobe keloid recurrence with postoperative corticosteroid injections versus radiation therapy a randomized, prospective study and review of the literature. *Dermatologic surgery*, Wiley Online Library, v. 22, n. 6, p. 569–574, 1996.
- SISIN, N. N. T. *et al.* Gafchromic™ EBT3 Film Measurements of Dose Enhancement Effects by Metallic Nanoparticles for 192Ir Brachytherapy, Proton, Photon and Electron Radiotherapy. *Radiation*, MDPI, v. 2, n. 1, p. 130–148, 2022.

- SKOWRONEK, J. Brachytherapy in the treatment of skin cancer: an overview. *Advances in Dermatology and Allergology/Postępy Dermatologii i Alergologii*, Termedia Publishing, v. 32, n. 5, p. 362, 2015.
- SOARES, C. G. *et al.* Radiochromic film. *vic, Radiochromic Film. Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (AAPM 2009 Summer School Textbook)*, Medical Physics Publishing Madison, WI, p. 759–813, 2009.
- SZEWCZYK, M. P. *et al.* Analysis of selected recurrence risk factors after treatment of head and neck basal cell carcinoma. *Advances in Dermatology and Allergology/Postępy Dermatologii i Alergologii*, Termedia Publishing, v. 31, n. 3, p. 146, 2014.
- TAGILING, N. *et al.* Effect of scanning parameters on dose-response of radiochromic films irradiated with photon and electron beams. *Heliyon*, v. 4, n. 10, p. e00864, 2018. ISSN 2405-8440.
- VIEGAS, C. C. B. *et al.* *In vivo* measurements in radiotherapy patients for head and neck cancer treatment; medidas in vivo em pacientes submetidos a radioterapia para tratamento de câncer de cabeça e pescoço. 2002.
- WEN, A. *et al.* Comparative Analysis of ^{60}Co and ^{192}Ir Sources in High Dose Rate Brachytherapy for Cervical Cancer. *Cancers*, v. 14, n. 19, 2022. ISSN 2072-6694.
- WOOTEN, H. O. *et al.* Feasibility of using Gafchromic EBT3 film for verification of radiotherapy treatments of the intact breast. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, American Association of Physicists in Medicine, v. 18, n. 5, p. 230–236, 2017.
- XU, Q. *et al.* Advances in Image-Guided Radiation Therapy for Pancreatic Cancer. *Frontiers in oncology*, Frontiers Media SA, v. 10, p. 1487, 2020.
- XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*. Boca Raton: CRC Press, 2009. ISBN 978-1-4200-5979-3.

Anexos

ANEXO A – DOSIMETRIA DA FONTE

SERVIÇO DE RADIOTERAPIA DO HOSPITAL LUXEMBURGO - BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE

CALIBRAÇÃO FONTE DE IRÍDIO-192 DATA: 8/3/23 17:43

FONTE DE IRÍDIO-192

Instituição: **Hospital Luxemburgo**
 Unidade de Tratamento: **Braquiterapia Nucletron MicroSelectron v3 - n/s 10826**

ASPECTOS DOSIMÉTRICOS

1 - Dados da Fonte de Ir¹⁹² e do Conjunto Dosimétrico

Dados da fonte (certificado):
 Nº de Série: **D36H6388** DATA: **30/1/23 15:22** T^{1/2} = **74,02** dias
 Taxa de Kerma no Ar (K_{ar}): **4,864** cGy h⁻¹ à 1m Atividade aparente (A_a): **442,10** GBq
 Decaimento para a data atual:
 Decaimento para o dia: **8/3/23 17:43** Dias decorridos: **37,10**
 $K_{ar} = K_{ar} \cdot e^{-\lambda \cdot t}$ = **3,4365** cGy h⁻¹ à 1m $A = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}$ = **312,35** GBq
 $A = \frac{K_{ar}}{k_a}$ = **8,44** CI

Dados do conjunto dosimétrico:
 Eletrômetro: **Standard Imaging 4000 S/N E012206** k_{air} = **1,000** nCi/ue
 Câmara Poço: **Standard Imaging Modelo HDR 100 Plus S/n: A132272** N_{KR} = **4,614E+05** Gy m² h⁻¹ A⁻¹
 Certificado de calibração: T₀ = **20** °C P₀ = **101,325** kPa

2 - Teste de Corrente de Fuga

Posicionar a câmara poço a, no mínimo, 1 m de distância do chão e das paredes.

Tensão	L1 (nC)	L2 (nC)	ΔT (min)	Fuga (nC)	Condição
V = +300 V					

3 - Determinação da Posição de Leitura Máxima da Câmara Poço

Passo: **0,50** cm Pos. Inicial: **1340,0** mm

Posição	Posição (mm)	Leitura (nA)
1	1340	65,500
2	1335	66,260
3	1330	66,780
4	1325	67,080
5	1320	67,170
6	1315	67,060
7	1310	66,720
8	1305	66,150
9	1300	65,350
10		
11		
12		
13		
14		

Posição de Referência: **1320,00** mm

4 - Calibração da Fonte de Ir¹⁹² para Braquiterapia de Alta Taxa de Dose

Câmara poço calibrada com fonte de Ir-192
 Posicionar a fonte na posição de leitura máxima da câmara poço: **1320,00** mm
 Tempo nominal de parada da fonte: **15** s

Tensão	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%
V = +300 V	67,170	67,170	67,170			67,170	0,00
V = -300 V	67,140	67,140	67,140			67,140	0,00
V = +150 V	67,080	67,080	67,070			67,083	0,01

P (kPa): **90,01** Média: **90,01**
 T (°C): **21,0** Média: **21,00**

A_{con} = **1,000** k_a = **1,00045683**
 k_{p,T} = **1,130**

Determinação da Taxa de Kerma de Referência no Ar:
 $K_{ar} = L_1 \times k_{p,T} \times N_{KR} \times k_{air} \times k_a =$ **3,5015** cGy m² h⁻¹

Desvio (%)	Condição
1,89	OK

Determinação da Atividade Aparente:
 $A = K_{ar} / \Gamma_a =$ **320,04** GBq
 $A = K_{ar} / \Gamma_c =$ **8,65** CI

Desvio (%)	Condição
2,46	OK
2,46	OK

Clara Nascimento
 Fisica Médica
 ABFM RT-529 / CNEN RT 039

ANEXO B – DOSIMETRIA DA FONTE

Certificate for Sealed Sources

G2-00025Z

Serial Number of Afterloader: SN10825 ✓
 Customer Name and Address: ASSOCIACAO MARIO PENA ✓
 RUA JOAQUIM CANDIDO FILHO
 91 - LUXEMBURGO
 30380-420 BELO HORIZONTE
 BRAZIL
 Issue Date: 2023-01-31 ⁽¹⁾
 Model Designation: REF 105.002
 Serial Number: SN D36H6388 ✓
 Production Code: LOT 67591/01 (DRN 7736)
 Manufacturer Code: NLF 01 ⁽⁷⁾
 Serial Number of Transport Container: 1353C6 ✓
 Serial Number of Check Cable: Not applicable
 Certificate Number: 9wV8S yhc5J *oJMs A*vnP d0

SOURCE SPECIFICATIONS

Reference Air Kerma Rate: 48.64 mGy h⁻¹ +/- 5% at 1 m ⁽²⁾
 Measured at: 2023-01-30 19:22 CET⁽¹⁾ - 4:00 Br (15:22)
 Estimated Content Activity: 442.1 GBq (11.95 Ci) at date of measurement ^(3,4)
 Source Type: MICROSELECTRON V2
 Capsule Dimensions: 0.9 mm diameter, 4.5 mm length
 Source Pellet Dimensions: 0.6 mm diameter, 3.5 mm length
 Source Pellet form: solid iridium
 Radionuclide: Ir-192, gamma radiation source
 Encapsulation: single
 Capsule Material: stainless steel, AISI 316L
 ISO 2919 Classification: ISO/99/C63211
 Special Form Certificate Number: D/0070/S-96(REV.7)
 Recommended Working Life: 25 000 transits or 6 months whichever comes first

QUALITY CONTROL

Cable Visual Inspection: passed
 Source Visual Inspection: passed
 Laser Weld Visual Check: passed
 Leakage Test: passed ⁽⁵⁾ Measured at: 2023-01-30 ⁽¹⁾
 Surface Contamination Test: < 185 Bq (5nCi) ⁽⁶⁾ Measured at: 2023-01-30 ⁽¹⁾

The undersigned, authorized officer of Curium Netherlands B.V., certifies that this source complies with the requirements of ISO2919 and that all of the information given in this certificate is true and correct at date of issue.

Jet Albers
 GMP Controller

Approved by.....2023-01-31.....

- (1) Date format yyyy-mm-dd.
 (2) At confidence level of 99.7%. The reference air kerma rate is measured with a calibrated measurement setup, calibrated with a calibration source of the same source model, measured at the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Germany, in accordance with the ICRU report 90 recommendations.
 (3) The estimated content activity is determined by applying a conversion factor (0.110 mGy m²h⁻¹GBq⁻¹) to the measured gamma radiation output of the sealed source.
 (4) The estimated content activity is the activity for the specified radionuclide, other radionuclides are not detectable.
 (5) Special liquid Nitrogen bubble test (210 + 15 sec.)
 (6) Surface contamination test in accordance to ISO9978 method Wet Wipe Test (5.3.1).
 (7) European manufacturer's code in accordance with European council directive 2013/59/Euratom.

Manufactured by Curium Netherlands B.V. * Westerduinweg 3 * 1755 LE Petten * The Netherlands * Telephone +31 224 567890
 On behalf of Nucletron B.V. (an Elekta subsidiary) * Waardgelder 1 * 3905TH * Veenendaal * The Netherlands * +31 318 557 133



Patient name	APLICADOR QUELOIDE	Sex	Unknown
Patient ID	230922		
Birth date	-		
Case	CALIBRACAO		
Case saved	11 abr 2023 15:05:35 by mfukui		
Plan	Dose 500cGy		
Printed	23 mai 2023 17:31:49 by clarab		
Approved	11 abr 2023 15:00:58 by fisica		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Source Positions

Catheter (channel)	Name	Channel length (indexer length)	1 (pos)
1 (1)		1115.0 (mm)	. . A
			0 (mm)

Source position separation (mm): 5.0

Catheter (channel) Times

Catheter (channel)	Name	# Active positions	Channel time (sec.)
1 (1)	(Manual)	1	78.5

Total Treatment Time

Total treatment time (sec.): 78.5

% of total time lost due to rounding off (%): 0.0

Source Coordinates and Times

Catheter 1 (channel 1) -

Offset (mm): 0.0

Position	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dwell weight	Dwell time (sec.)
3	31.4	112.8	-49.8	1.00	78.5

Dose Points

Type: Axis

Set Name: Axis

Coordinate System: Patient

Cath.	Pos	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Norm. Dose (%)	Abs. Dose (cGy)	Rel. Dose (%)
1	3	42.4	112.6	-49.8	100.00	500.00	100.00



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE	
Patient ID	230922	
Birth date	-	Sex Unknown
Case	CALIBRACAO	
Case saved	11 abr 2023 15:05:35 by mfukui	
Plan	Dose 500cGy	
Printed	23 mai 2023 17:31:49 by clarab	
Approved	11 abr 2023 15:00:58 by fisica	
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)	

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Projective Image-based Catheters Reconstruction

Reconstruction method: Tracking between ends

Maximum segment error allowed (mm): 2.5

Catheter 1 -

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Catheter shift (mm)	Rel. shift (mm)
1	31.5	122.8	-49.8	2.2	
2	31.1	93.1	-49.7		
3	31.2	83.0	-50.0		
4	29.8	53.8	-49.7		
5	29.3	43.9	-50.0		
6	28.7	34.2	-49.5		
7	29.1	24.2	-49.5		
8	29.1	14.2	-50.1		
9	28.3	-15.4	-49.9		
10	28.7	-35.0	-48.8		
11	28.4	-44.9	-48.6		
12	29.1	-84.5	-48.1		
13	30.1	-104.0	-49.8		-0.1



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval

ANEXO C – PLANEJAMENTO CALIBRAÇÃO



Patient name	APLICADOR QUELOIDE	
Patient ID	230922	
Birth date	-	Sex Unknown
Case	CALIBRACAO	
Case saved	11 abr 2023 15:05:35 by mfukui	
Plan	Dose 500cGy	
Printed	23 mai 2023 17:31:49 by clarab	
Approved	11 abr 2023 15:00:58 by fisica	
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)	

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Treatment Unit

Treatment unit name: mSel v3 (18)
 Treatment unit type: microSelectron v3
 Source: 192-Ir-mHDR-v2
 Isotope: Ir-192
 Air kerma rate constant (cGy cm²/ h / mCi): 4.082

Calibration data

Calibration date/time: 30 jan 2023 15:22:00
 Air kerma strength (cGy cm²/h): 48640.00
 Apparent source activity (Ci): 11.91573

Treatment data

Treatment date/time: 11 abr 2023 15:22:00
 Air kerma strength (cGy cm²/h): 24974.82
 Apparent source activity (Ci): 6.11828
 Interval between calibration date and time,
 and treatment date and time (days): 71.00
 Decay factor: 0.5135

Dose Normalization, Optimization and Prescription

Normalization type: Dose points
 F Factor: 1.000
 Optimization type: Not optimized
 Prescription dose per fraction/pulse (cGy): 500.00
 Total Reference Air Kerma per fraction/pulse at 1 m (cGy): 0.054
 Number of fractions: 3
 All dose values are calculated according to the
 AAPM TG-43 formalism: D (TG43)



Oncentra Brachy
 4.5.4
 [4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	CALIBRACAO		
Case saved	11 abr 2023 15:05:35 by mfukui		
Plan	Dose 500cGy		
Printed	23 mai 2023 17:31:49 by clarab		
Approved	11 abr 2023 15:00:58 by fisica		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Source Positions

Catheter (channel)	Name	Channel length (indexer length)	1 (pos)
1 (1)		1115.0 (mm)	. . A
			0 (mm)

Source position separation (mm): 5.0

Catheter (channel) Times

Catheter (channel)	Name	# Active positions	Channel time (sec.)
1 (1)	(Manual)	1	78.5

Total Treatment Time

Total treatment time (sec.): 78.5

% of total time lost due to rounding off (%): 0.0

Source Coordinates and Times

Catheter 1 (channel 1) -

Offset (mm): 0.0

Position	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dwell weight	Dwell time (sec.)
3	31.4	112.8	-49.8	1.00	78.5

Dose Points

Type: Axis

Set Name: Axis

Coordinate System: Patient

Cath.	Pos	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Norm. Dose (%)	Abs. Dose (cGy)	Rel. Dose (%)
1	3	42.4	112.6	-49.8	100.00	500.00	100.00



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	CALIBRACAO		
Case saved	11 abr 2023 15:05:35 by mfukui		
Plan	Dose 500cGy		
Printed	23 mai 2023 17:31:49 by clarab		
Approved	11 abr 2023 15:00:58 by fisica		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Projective Image-based Catheters Reconstruction

Reconstruction method: Tracking between ends

Maximum segment error allowed (mm): 2.5

Catheter 1 -

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Catheter shift (mm)	Rel. shift (mm)
1	31.5	122.8	-49.8	2.2	
2	31.1	93.1	-49.7		
3	31.2	83.0	-50.0		
4	29.8	53.8	-49.7		
5	29.3	43.9	-50.0		
6	28.7	34.2	-49.5		
7	29.1	24.2	-49.5		
8	29.1	14.2	-50.1		
9	28.3	-15.4	-49.9		
10	28.7	-35.0	-48.8		
11	28.4	-44.9	-48.6		
12	29.1	-84.5	-48.1		
13	30.1	-104.0	-49.8		-0.1



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval

ANEXO D – PLANEJAMENTO NÃO OTIMIZADO



Patient name	APLICADOR QUELOIDE	
Patient ID	230922	
Birth date	-	Sex Unknown
Case	APLICADOR	
Case saved	Printed case not saved	
Plan	L 10CM	
Printed	23 mai 2023 17:30:04 by clarab	
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)	

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Treatment Unit

Treatment unit name: mSel v3 (18)
 Treatment unit type: microSelectron v3
 Source: 192-Ir-mHDR-v2
 Isotope: Ir-192
 Air kerma rate constant (cGy cm²/ h / mCi): 4.082

Calibration data

Calibration date/time: 30 jan 2023 15:22:00
 Air kerma strength (cGy cm²/h): 48640.00
 Apparent source activity (Ci): 11.91573

Treatment data

Treatment date/time: 30 jan 2023 15:22:00
 Air kerma strength (cGy cm²/h): 48640.00
 Apparent source activity (Ci): 11.91573
 Interval between calibration date and time,
 and treatment date and time (days): 0.00
 Decay factor: 1.0000

Dose Normalization, Optimization and Prescription

Normalization type: Dose points
 F Factor: 1.000
 Optimization type: Not optimized
 Prescription dose per fraction/pulse (cGy): 500.00
 Total Reference Air Kerma per fraction/pulse at 1 m (cGy): 0.101
 Number of fractions: 1
 All dose values are calculated according to the
 AAPM TG-43 formalism: D (TG43)



Oncentra Brachy
 4.5.4
 [4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	APLICADOR		
Case saved	Printed case not saved		
Plan	L 10CM		
Printed	23 mai 2023 17:30:04 by clarab		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Source Positions

Catheter (channel)	Name	Channel length (indexer length)	1	5	9	13	17	21	(pos)
1 (1)		1478.0 (mm)							
			AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA						
			0	20	40	60	80	100	(mm)

Source position separation (mm): 5.0

Catheter (channel) Times

Catheter (channel)	Name	# Active positions	Channel time (sec.)
1 (1)	(Manual)	21	73.5

Total Treatment Time

Total treatment time (sec.): 73.5

% of total time lost due to rounding off (%): 1.4

	Oncentra Brachy 4.5.4 [4.5.4.15]	Signed for approval	Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	APLICADOR		
Case saved	Printed case not saved		
Plan	L 10CM		
Printed	23 mai 2023 17:30:04 by clarab		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Source Coordinates and Times

Catheter 1 (channel 1) -

Offset (mm): 1.0

Position	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dwell weight	Dwell time (sec.)
1	31.5	123.8	-49.8	1.00	3.5
2	31.5	118.8	-49.8	1.00	3.5
3	31.4	113.8	-49.8	1.00	3.5
4	31.3	108.8	-49.8	1.00	3.5
5	31.3	103.8	-49.8	1.00	3.5
6	31.2	98.8	-49.7	1.00	3.5
7	31.1	93.8	-49.7	1.00	3.5
8	31.2	88.8	-49.8	1.00	3.5
9	31.2	83.8	-50.0	1.00	3.5
10	31.0	78.8	-50.0	1.00	3.5
11	30.8	73.8	-49.9	1.00	3.5
12	30.5	68.8	-49.8	1.00	3.5
13	30.3	63.8	-49.8	1.00	3.5
14	30.1	58.8	-49.7	1.00	3.5
15	29.8	53.8	-49.7	1.00	3.5
16	29.6	48.8	-49.8	1.00	3.5
17	29.3	43.8	-50.0	1.00	3.5
18	29.0	38.8	-49.7	1.00	3.5
19	28.7	33.9	-49.5	1.00	3.5
20	28.9	28.9	-49.5	1.00	3.5
21	29.1	23.9	-49.5	1.00	3.5



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE	Sex	Unknown
Patient ID	230922		
Birth date	-		
Case	APLICADOR		
Case saved	Printed case not saved		
Plan	L 10CM		
Printed	23 mai 2023 17:30:04 by clarab		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Dose Points

Type: Axis

Set Name: Axis

Coordinate System: Patient

Cath.	Pos	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Norm. Dose (%)	Abs. Dose (cGy)	Rel. Dose (%)
1	1	37.0	123.7	-49.8	100.00	360.65	72.13
1	2	37.0	118.7	-49.8	100.00	454.80	90.96
1	3	36.9	113.7	-49.8	100.00	491.81	98.36
1	4	36.8	108.7	-49.8	100.00	509.16	101.83
1	5	36.8	103.7	-49.8	100.00	518.67	103.73
1	6	36.7	98.7	-49.7	100.00	524.47	104.89
1	7	36.6	93.7	-49.7	100.00	529.54	105.91
1	8	36.7	88.7	-49.8	100.00	529.62	105.92
1	9	36.7	83.7	-50.0	100.00	525.72	105.14
1	10	36.5	78.7	-50.0	100.00	530.35	106.07
1	11	36.3	73.7	-49.9	100.00	532.12	106.42
1	12	36.0	68.7	-49.8	100.00	532.30	106.46
1	13	35.8	63.7	-49.8	100.00	531.78	106.36
1	14	35.6	58.7	-49.7	100.00	530.42	106.08
1	15	35.3	53.7	-49.7	100.00	527.22	105.44
1	16	35.1	48.7	-49.8	100.00	525.31	105.06
1	17	34.8	43.7	-50.0	100.00	520.36	104.07
1	18	34.5	38.7	-49.7	100.00	513.20	102.64
1	19	34.2	33.7	-49.5	100.00	504.06	100.81
1	20	34.4	28.8	-49.5	100.00	455.18	91.04
1	21	34.6	23.8	-49.5	100.00	353.26	70.65

Projective Image-based Catheters Reconstruction

Reconstruction method: Tracking between ends

Maximum segment error allowed (mm): 2.5



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	APLICADOR		
Case saved	Printed case not saved		
Plan	L 10CM		
Printed	23 mai 2023 17:30:04 by clarab		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Projective Image-based Catheters Reconstruction (continued)

Catheter 1 -

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Catheter shift (mm)	Rel. shift (mm)
1	31.5	122.8	-49.8	2.2	
2	31.1	93.1	-49.7		
3	31.2	83.0	-50.0		
4	29.8	53.8	-49.7		
5	29.3	43.9	-50.0		
6	28.7	34.2	-49.5		
7	29.1	24.2	-49.5		
8	29.1	14.2	-50.1		
9	28.3	-15.4	-49.9		
10	28.7	-35.0	-48.8		
11	28.4	-44.9	-48.6		
12	29.1	-84.5	-48.1		
13	30.1	-104.0	-49.8		-0.1



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval

ANEXO E – PLANEJAMENTO OTIMIZADO



Patient name	APLICADOR QUELOIDE	
Patient ID	230922	
Birth date	-	Sex Unknown
Case	APLICADOR	
Case saved	12 abr 2023 11:45:33 by fisica	
Plan	L 10CM OTM	
Printed	23 mai 2023 17:26:27 by clarab	
Approved	12 abr 2023 11:45:32 by fisica	
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)	

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Treatment Unit

Treatment unit name: mSel v3 (18)
 Treatment unit type: microSelectron v3
 Source: 192-Ir-mHDR-v2
 Isotope: Ir-192
 Air kerma rate constant (cGy cm²/ h / mCi): 4.082

Calibration data

Calibration date/time: 30 jan 2023 15:22:00
 Air kerma strength (cGy cm²/h): 48640.00
 Apparent source activity (Ci): 11.91573

Treatment data

Treatment date/time: 12 abr 2023 15:22:00
 Air kerma strength (cGy cm²/h): 24741.45
 Apparent source activity (Ci): 6.06111
 Interval between calibration date and time,
 and treatment date and time (days): 72.00
 Decay factor: 0.5087

Dose Normalization, Optimization and Prescription

Normalization type: Dose points
 F Factor: 1.000
 Optimization type: Dose points on distance
 Prescription dose per fraction/pulse (cGy): 500.00
 Total Reference Air Kerma per fraction/pulse at 1 m (cGy): 0.103
 Number of fractions: 6
 All dose values are calculated according to the
 AAPM TG-43 formalism: D (TG43)



Oncentra Brachy
 4.5.4
 [4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	APLICADOR		
Case saved	12 abr 2023 11:45:33 by fisica		
Plan	L 10CM OTM		
Printed	23 mai 2023 17:26:27 by clarab		
Approved	12 abr 2023 11:45:32 by fisica		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Source Positions

Catheter (channel)	Name	Channel length (indexer length)	1	5	9	13	17	21	(pos)
1 (1)		1478.0 (mm)							
			AAAAAAAAAAAAAAAAAAAA						
			0	20	40	60	80	100	(mm)

Source position separation (mm): 5.0

Catheter (channel) Times

Catheter (channel)	Name	# Active positions	Channel time (sec.)
1 (1)	(Manual)	21	149.9

Total Treatment Time

Total treatment time (sec.): 149.9

% of total time lost due to rounding off (%): 0.1

	Oncentra Brachy 4.5.4 [4.5.4.15]	Signed for approval	Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	APLICADOR		
Case saved	12 abr 2023 11:45:33 by fisica		
Plan	L 10CM OTM		
Printed	23 mai 2023 17:26:27 by clarab		
Approved	12 abr 2023 11:45:32 by fisica		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Source Coordinates and Times

Catheter 1 (channel 1) -

Offset (mm): 1.0

Position	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dwell weight	Dwell time (sec.)
1	31.5	123.8	-49.8	0.96	12.8
2	31.5	118.8	-49.8	0.49	6.5
3	31.4	113.8	-49.8	0.48	6.4
4	31.3	108.8	-49.8	0.52	6.9
5	31.3	103.8	-49.8	0.49	6.5
6	31.2	98.8	-49.7	0.51	6.7
7	31.1	93.8	-49.7	0.48	6.3
8	31.2	88.8	-49.8	0.50	6.6
9	31.2	83.8	-50.0	0.51	6.7
10	31.0	78.8	-50.0	0.49	6.5
11	30.8	73.8	-49.9	0.49	6.5
12	30.5	68.8	-49.8	0.49	6.5
13	30.3	63.8	-49.8	0.49	6.5
14	30.1	58.8	-49.7	0.50	6.6
15	29.8	53.8	-49.7	0.49	6.5
16	29.6	48.8	-49.8	0.50	6.6
17	29.3	43.8	-50.0	0.49	6.6
18	29.0	38.8	-49.7	0.52	6.9
19	28.7	33.9	-49.5	0.45	5.9
20	28.9	28.9	-49.5	0.47	6.2
21	29.1	23.9	-49.5	1.00	13.2



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	APLICADOR		
Case saved	12 abr 2023 11:45:33 by fisica		
Plan	L 10CM OTM		
Printed	23 mai 2023 17:26:27 by clarab		
Approved	12 abr 2023 11:45:32 by fisica		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Dose Points

Type: Axis

Set Name: Axis

Coordinate System: Patient

Cath.	Pos	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Norm. Dose (%)	Opt. Rel. Dose (%)	Opt. Weight	Abs. Dose (cGy)	Rel. Dose (%)
1	1	37.0	123.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	491.44	98.29
1	2	37.0	118.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	510.76	102.15
1	3	36.9	113.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	496.24	99.25
1	4	36.8	108.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	500.51	100.10
1	5	36.8	103.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	500.25	100.05
1	6	36.7	98.7	-49.7	100.00	100.00	100.00	500.43	100.09
1	7	36.6	93.7	-49.7	100.00	100.00	100.00	499.50	99.90
1	8	36.7	88.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	501.37	100.27
1	9	36.7	83.7	-50.0	100.00	100.00	100.00	498.97	99.79
1	10	36.5	78.7	-50.0	100.00	100.00	100.00	500.56	100.11
1	11	36.3	73.7	-49.9	100.00	100.00	100.00	500.51	100.10
1	12	36.0	68.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	499.81	99.96
1	13	35.8	63.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	500.08	100.02
1	14	35.6	58.7	-49.7	100.00	100.00	100.00	500.81	100.16
1	15	35.3	53.7	-49.7	100.00	100.00	100.00	499.27	99.85
1	16	35.1	48.7	-49.8	100.00	100.00	100.00	500.78	100.16
1	17	34.8	43.7	-50.0	100.00	100.00	100.00	500.41	100.08
1	18	34.5	38.7	-49.7	100.00	100.00	100.00	499.51	99.90
1	19	34.2	33.7	-49.5	100.00	100.00	100.00	497.48	99.50
1	20	34.4	28.8	-49.5	100.00	100.00	100.00	511.03	102.21
1	21	34.6	23.8	-49.5	100.00	100.00	100.00	490.30	98.06

Projective Image-based Catheters Reconstruction

Reconstruction method: Tracking between ends

Maximum segment error allowed (mm): 2.5



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval



Patient name	APLICADOR QUELOIDE		
Patient ID	230922		
Birth date	-	Sex	Unknown
Case	APLICADOR		
Case saved	12 abr 2023 11:45:33 by fisica		
Plan	L 10CM OTM		
Printed	23 mai 2023 17:26:27 by clarab		
Approved	12 abr 2023 11:45:32 by fisica		
Time zone	E. South America Standard Time (UTC-3:00)		

Radioterapia Hospital Luxemburgo

Projective Image-based Catheters Reconstruction (continued)

Catheter 1 -

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Catheter shift (mm)	Rel. shift (mm)
1	31.5	122.8	-49.8	2.2	
2	31.1	93.1	-49.7		
3	31.2	83.0	-50.0		
4	29.8	53.8	-49.7		
5	29.3	43.9	-50.0		
6	28.7	34.2	-49.5		
7	29.1	24.2	-49.5		
8	29.1	14.2	-50.1		
9	28.3	-15.4	-49.9		
10	28.7	-35.0	-48.8		
11	28.4	-44.9	-48.6		
12	29.1	-84.5	-48.1		
13	30.1	-104.0	-49.8		-0.1



Oncentra Brachy
4.5.4
[4.5.4.15]

Signed for approval

Signed for approval