

Avaliação de um aplicador desenvolvido para tratamento de lesões superficiais utilizando braquiterapia de alta taxa de dose

Evaluation of an applicator developed for the treatment of superficial lesions by high dose rate brachytherapy

Juan C. Lamônica¹, Clara B. Nascimento³, Arnaldo Mafra³, Fernanda M. Bastos³, Jony M. Geraldo^{2,3,4}, Luciana B. Nogueira^{1,2}, Adriana S. M. Batista^{1,2}.

¹Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

²Departamento de Anatomia e Imagem, Universidade Federal Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

³Hospital Luxemburgo – Instituto Mário Penna, Belo Horizonte, MG, Brasil

⁴Hospital Alberto Cavalcanti – FHEMIG, Belo Horizonte, MG, Brasil

Resumo

A braquiterapia é uma forma de radioterapia que utiliza fontes radioativas colocadas dentro de tumores ou sobre a pele. A qualidade e dosimetria dos aplicadores que guiam a radiação até o tumor são essenciais. Este estudo visa avaliar a dosimetria, distribuição de dose e atenuação de um aplicador desenvolvido para tratar lesões na pele. Este é composto por 15 esferas de material sintético (dimetil polissiloxano), sendo projetado para ser percorrido por uma fonte de Ir-192 de um equipamento de HDR. A avaliação dosimétrica utilizou filmes radiocrômicos Gafchromic™ EBT3, um fantoma de água sólida Gammex® 457 e o aplicador dermatológico desenvolvido. O *software* OncentraBrachy 3D versão 4.3 foi empregado para o planejamento da distribuição de dose desejada. A leitura dos filmes foi realizada com um scanner Epson Expression® 10000XL, utilizando os softwares ImageJ e Origin® para aquisição e processamento de dados. As irradiações foram conduzidas com uma dose de 500 cGy na superfície do aplicador, conforme prescrito para o tratamento de lesões cutâneas. A distribuição da dose aplicada foi avaliada em um comprimento ativo de 10 cm. Observou-se que o valor da dose no centro do aplicador correspondia à dose prescrita de 500 cGy, indicando que o aplicador não interfere na dose prescrita para lesões superficiais.

Palavras-chave: braquiterapia; filmes radiocrômicos; dosimetria, lesões de pele.

Abstract

Brachytherapy is a form of radiotherapy that uses radioactive sources positioned inside tumors or deposited on the skin. The quality and dosimetry of applicators guiding the radiation to the tumor are crucial. This study aims to evaluate the dosimetry and attenuation properties of an applicator developed for the treatment of skin lesions. Comprising 15 spheres of synthetic material (dimethyl polysiloxane), the applicator was designed to be traversed by an Ir-192 source from an HDR device. Dosimetric evaluation was carried out using Gafchromic™ EBT3 radiochromic films, a solid water phantom Gammex® 457, and the applicator. The software OncentraBrachy 3D version 4.3 was employed for the planning of the desired dose distribution. Film readings were performed using an Epson Expression® 10000XL scanner, with ImageJ and Origin® software for data acquisition and processing. Irradiations were conducted with a dose of 500 cGy at the applicator's surface, as prescribed for the treatment of skin lesions. The distribution of the applied dose was assessed over an active length of 10 cm. It was observed that the dose value at the center of the applicator corresponded to the prescribed dose of 500 cGy, indicating that the applicator does not interfere with the prescribed dose for superficial lesions.

Keywords: brachytherapy; radiochromic films; dosimetry, skin lesions.

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 mil novos casos de câncer a cada ano no triênio 2023–2025, sendo 221 mil casos de câncer de pele não melanoma (1). Estes números refletem uma realidade global, onde é estimado que um em cada três adultos desenvolverá algum tipo de neoplasia (2). Dentre os mais de 200 tipos de câncer reconhecidos histologicamente 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 (3). Dentro das modalidades terapêuticas citadas, a radioterapia mostra-se essencial no tratamento de pacientes com câncer tendo ampla utilização em diversos tipos de câncer (4).

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. No tratamento de câncer de pele, a cirurgia pode ser mutilante, ou exigir técnicas complexas de reconstrução plástica. Deste modo, diversas técnicas de radioterapia têm sido utilizadas para o tratamento

há mais de 50 anos. A técnica de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR-BT) é frequentemente escolhida em casos de câncer de pele que não podem ser tratados via excisão cirúrgica sem danos graves ao paciente (5,6). A justificativa da sua escolha se dá, entre outros pontos, pelos excelentes resultados no tratamento de neoplasias em localização desfavorável, como as regiões de curvas anatômicas e próximas a órgãos críticos (ponte nasal, região periorbitária e pele do tórax). Além de também permitir o tratamento de grandes tumores com prejuízo mínimo nos tecidos saudáveis e alta probabilidade de cura sem complicações locais adversas (7).

Apesar da aplicação da HDR-BT ser exclusivamente direcionada a tumores malignos, a radioterapia também encontra utilidade no tratamento de algumas condições benignas, demonstrando resultados positivos, como no caso da inibição do crescimento de queloides (8). Embora sejam tumores benignos na derme, sua expansão além das margens da ferida pode causar deformações cosméticas, acompanhadas de sintomas como dor, coceira ou sensação de queimação. Isso acaba afetando negativamente a qualidade de vida do paciente, tanto do ponto de vista estético, quanto psicológico e funcional (9). A HDR-BT tem sido descrita há vários anos como tratamento de cicatrizes queloidianas e é considerado um dos tratamentos mais eficazes quando combinados com a cirurgia (10).

O acompanhamento preciso das doses de radiação administradas durante o tratamento radioterápico de pacientes com câncer é de extrema importância, permitindo uma avaliação precisa da dose efetiva entregue aos tecidos-alvo e aos tecidos circundantes (11,12). É essencial a condução de estudos dosimétricos, que podem ser realizados de forma indireta por meio de simuladores físicos (fantomas) ou simuladores computacionais. No contexto deste estudo em particular, a metodologia adotada envolve o uso de fantomas composto por placas de água sólida e filmes radiocrômicos.

Os filmes radiocrômicos oferecem várias vantagens significativas em aplicações de dosimetria, como por exemplo: possuir densidade equivalente à água, o que possibilita uma medição extremamente precisa da dose de radiação recebida e possuir uma alta resolução espacial, o que permite a detecção de variações sutis na distribuição da dose. A sua precisão e estabilidade os tornam uma valiosa ferramenta no controle de qualidade de equipamentos, na verificação das doses administradas durante o tratamento e também na pesquisa de otimização de protocolos terapêuticos (13-15).

Na radioterapia, como os efeitos estão relacionados à dose administrada, a maneira mais eficaz de avaliar os resultados do tratamento é garantir que a dose prescrita seja efetivamente entregue ao paciente. Com esse conhecimento, torna-se possível analisar os protocolos de tratamento radioterápico utilizados, de modo a melhorar a sua eficácia e resultados. Considerando a

utilização de HDR-BT no tratamento de lesões de pele, que podem incluir tumores malignos (como melanoma e não melanoma) e tumores benignos (como queloides), foi concebido um aplicador dermatológico destinado a tratar estes casos. O objetivo central deste estudo consiste em promover um refinamento no controle das doses de radiação ministradas utilizando este aplicador.”

2. Materiais e Métodos

2.1. Materiais

Neste trabalho foram utilizados filmes radiocrômicos Gafchromic™ EBT3 (lote #01252202); scanner modelo Epson Expression 10000 XL; Softwares ImageJ e OriginPro 2022 (OriginLab, Northampton, MA), para análise dos dados gerados a partir da leitura dos filmes. Para irradiação e dosimetria foi utilizada uma fonte de braquiterapia de ^{192}Ir com o sistema HDR microSelectron® Digital V3; placas de água sólida modelo Gammex® 457, com dimensões superficiais de $30 \times 30 \text{ cm}^2$, e várias espessuras, pertencentes ao Hospital Luxemburgo, Instituto Mário Penna, situado em Belo Horizonte, Brasil. O Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) foi o Oncentra Brachy 3D versão 4.3 (Elekta Inc., Atlanta, EUA).

O aplicador dermatológico é constituído de 15 esferas de material sintético de baixo custo (elastômero termoplástico dimetil polissiloxano) de diâmetro de 11 mm (ver Figura 1), com uma perfuração atravessando o centro da esfera e percorrida por um tubo de plástico (cateter) produzido pela ELEKTA (com 2 mm de raio externo) no interior do qual trafega a fonte de ^{192}Ir . A extremidade distal do tubo é fechada restringindo o movimento da fonte a um percurso máximo de 1118 mm. O cateter foi ajustado a um aplicador Nucletron microSelectron do tipo F14 (Figura 1). Este aplicador dermatológico foi desenvolvido pela equipe de Física Médica do Hospital Luxemburgo. A densidade do material calculado foi de 1,08 g, utilizando $d=m/v$ e a incerteza da medida em 0,05. Além disso, o dimetil polissiloxano é um material adequado para uso médico, suas propriedades térmicas permitem que passe por processos de esterilização para usos múltiplos.

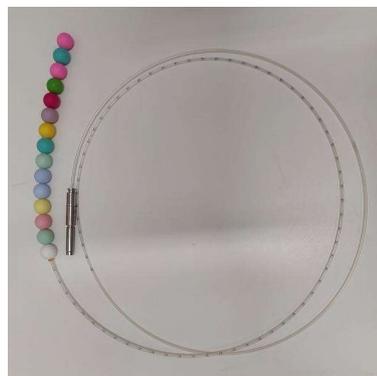


Figura 1. Aplicador dermatológico.

2.2. Calibração dos filmes

No caso de um dosímetro relativo, como o filme EBT3, a sua calibração 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. Em termos gerais os passos seguidos são:

(i) **Preparação:** os filmes são cortados em pequenos pedaços em um tamanho próximo ao campo de irradiação.

(ii) **Irradiação:** os filmes são expostos com doses conhecidas de radiação. É importante garantir que a geometria dos experimentos seja a mesma.

(iii) **Leitura:** 24h após a irradiação, os filmes são digitalizados usando um scanner de alta resolução. Os dados são então importados para um *software* de análise para extrair as informações do filme, que são convertidas em densidade óptica.

(iv) **Curva de Calibração:** é obtida ao plotar 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 a equação que melhor se ajusta aos pontos de calibração.

Na preparação das irradiações para calibração, os filmes foram cortados em pedaços no tamanho de 4x4 cm². O tamanho maior foi escolhido para evitar erros de posicionamento que podem ocorrer por derrapagens do filme ao montar o aparato ou a erros de posicionamento. Todo o manuseio dos filmes foi realizado utilizando luvas de látex, no objetivo de evitar quaisquer depósitos de gordura ou sujeira na sua superfície levando a interferências na leitura.

A principal vantagem dos filmes EBT3 é a sensibilidade irrisória à luz visível, o que permite que estes sejam manipulados fora de um ambiente controlado. Entretanto, 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. No intuito de evitar qualquer registro dosimétrico fora do âmbito de medida, evitou-se a manipulação do EBT3 na presença de luz artificial (16).

O posicionamento da fonte de ¹⁹²Ir foi simulado virtualmente por meio de um planejamento utilizando como aplicador o cateter destinado à dosimetria da fonte de ¹⁹²Ir conectada ao equipamento de HDR. A prescrição de 100% da dose foi planejada para ocorrer radialmente a 5 mm do centro do cateter. O cateter foi posicionado sobre uma placa de água sólida de 5 mm e fixado com fita microporosa. Os filmes radiocrômicos Gafchromic™ EBT3 cortados nas dimensões de 4 × 4 cm² 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, de modo a garantir o retroespalhamento da radiação. A Figura 2 mostra um desenho esquemático deste arranjo experimental.

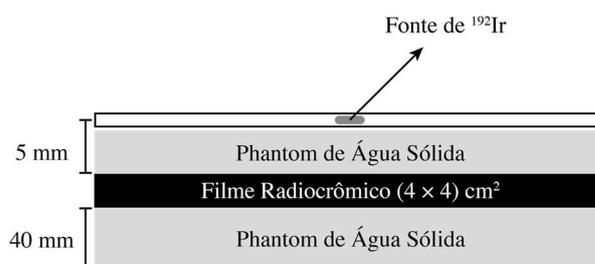


Figura 2. Arranjo experimental para obter as curvas de calibração.

No processo de calibração foram utilizados três conjuntos de filmes contendo cada um oitos recortes. Em todos os conjuntos cada recorte foi irradiado com doses de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 Gy. O arranjo experimental montado está apresentado na Figura 3.



Figura 3. 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.

A leitura dos filmes foi realizada 24 h após as exposições, tempo necessário para completar as reações de polimerização e estabilizar a densidade óptica (DO). As varreduras no *scanner* 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 de resposta lateral. Os ajustes de imagem, opções de correção de cor e inversão de imagem foram desativados.

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.

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, foi feita a comparação da Equação 1 fornecida por Devic *et al* [17] nas formas quadrática e cúbica:

$$D = a_1 \cdot DO + a_2 \cdot DO^n, \quad (1)$$

Onde, a_1 e a_2 são parâmetros de ajuste, D a dose no filme, DO a densidade óptica e 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 dos resultados da calibração entre $n = 2$ e $n = 3$.

Para o ajuste dos dados e obtenção da curva de calibração foi utilizada a ferramenta *Nonlinear Curve Fit* no OriginPro 2022. A otimização do método de ajuste polinomial escolhida foi a do algoritmo de Regressão de Distância Ortogonal (ODR), em vez do algoritmo de Levenberg-Marquardt (LM) – que é 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 (17,18). A qualidade do ajuste foi examinada utilizando o teste visual, coeficiente de determinação e coeficiente ajustado.

2.3. Distribuição bidimensional de dose

O arranjo experimental para a distribuição bidimensional de dose foi configurado de maneira análoga ao arranjo da calibração, porém desta vez empregando o aplicador dermatológico. O arranjo, inclui placas de água sólida posicionadas para promover o retroespalhamento da radiação, seguidas por um filme radiocromico e várias espessuras de placas de água sólida, a fim de medir a dose em profundidades específicas, com o aplicador colocado sobre as placas. As profundidades avaliadas foram de 1, 3 e 5 mm, visando obter uma distribuição de dose precisa abaixo destas camadas. Para avaliar a dose na superfície, o aplicador foi posicionado diretamente sobre o filme, conforme mostrado na Figura 4.

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

A dose prescrita foi de 5 Gy, definida levando em consideração que é uma dose prescrita rotineiramente nos tratamentos em lesões de pele. Os filmes foram recortados no tamanho $15 \times 4 \text{ cm}^2$ e os 10 cm do aplicador a serem percorridos pela fonte foram centrados neste filme. O algoritmo de cálculo utilizado pelo Oncentra 3D é baseado no TG43 e o formalismo matemático está bem descrito no relatório N° 229 da Associação Americana de Físicos em Medicina (19). Tanto no formalismo do TG 43, quanto no arranjo experimental empregado, a fonte está em condição de espalhamento total, sendo a água o meio circundante no caso do TG 43 e água sólida nos experimentos deste trabalho.

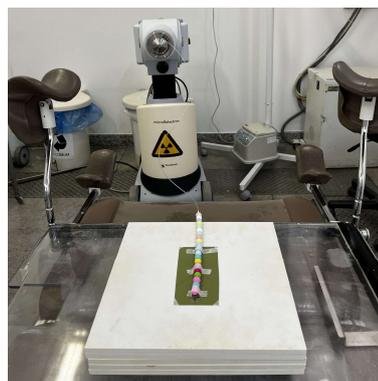


Figura 4. Arranjo experimental para distribuição bidimensional de dose na superfície do aplicador.

2.4. Perfil de dose em profundidade

O arranjo experimental para o perfil de dose em profundidade foi obtido utilizando o aplicador dermatológico preso sobre o filme radiocromico entremeadado por 40 mm de placas de água sólida em cada lado e posicionados verticalmente conforme apresentado no desenho esquemático da Figura 5. Cabe ressaltar que no posicionamento foram tomados cuidados 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.

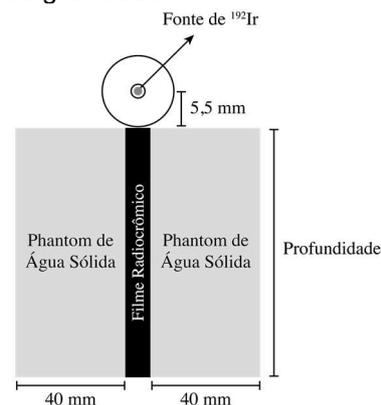


Figura 5. Desenho esquemático do experimento para obtenção do perfil de dose em profundidade.

Após o posicionamento do filme, todo o conjunto foi rigidamente preso com fita adesiva de modo a garantir que o arranjo experimental apresentasse uma estrutura firme como mostra a Figura 6.



Figura 6. Arranjo experimental para perfil de dose em profundidade.

O planejamento seguiu o mesmo método utilizado na seção 2.3, assegurando a distribuição linear da dose ao longo de um comprimento de 10 cm e calculado 100% da dose prescrita na superfície das esferas do aplicador, a uma distância de 5,5 mm a partir do centro da fonte.

3. Resultados e Discussões

3.1. Calibração

Os filmes EBT3 ao serem irradiados sofrem polimerização levando a alterações no seu espectro óptico, resultando assim na mudança da sua coloração. As imagens foram escaneadas 24 horas após a irradiação, no padrão RGB, o que garante que se tenha para cada pixel três informações numéricas de cor. A profundidade de cor escolhida foi de 8 bits, ou seja, existem 2⁸ 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 7 na qual as componentes separadas são exibidas em uma escala de cinza.

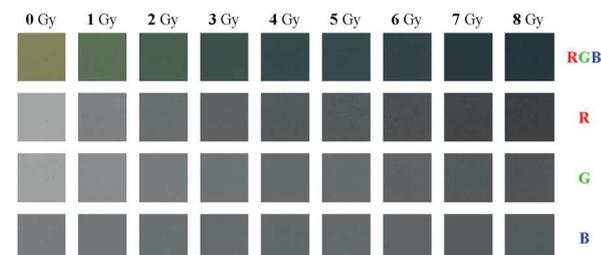


Figura 7. Separação das componentes de cor em uma escala de tons de cinza.

As especificações técnicas do filme 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 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 apresentado no gráfico da Figura 8.

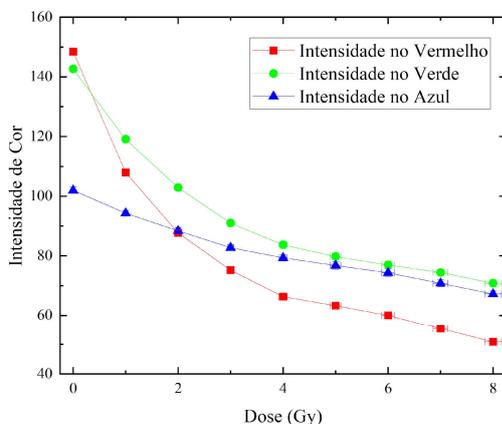


Figura 8. Separação das componentes vermelho, verde e azul dos filmes irradiados.

Utilizando o formalismo apresentado por Devic *et al* (17), a densidade óptica (DO) foi obtida a partir dos dados de intensidade (*I*) dos filmes irradiados e não irradiados e os resultados estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Parâmetros utilizados na construção da curva de calibração.

Dose (Gy)	Δ Dose (Gy)	<i>I</i>	σ_I	DO	σ_{DO}
0	–	147,25	0,86	–	–
1	0,02	107,60	0,90	0,14	0,00
2	0,04	88,39	0,94	0,22	0,01
3	0,06	75,79	0,97	0,29	0,01
4	0,08	68,43	1,06	0,33	0,01
5	0,10	63,23	1,17	0,37	0,01
6	0,12	58,41	1,17	0,40	0,01
7	0,14	54,62	1,15	0,43	0,01
8	0,16	50,64	1,75	0,46	0,02

σ_{I} é o desvio padrão na intensidade da cor no filme

σ_{DO} é o desvio padrão na densidade óptica

Fonte: Os autores (2024)

A coluna 1 e a coluna 2 são relativas à dose e à sua incerteza – a incerteza na dose foi estimada em 2% de acordo com a dosimetria realizada na troca da fonte. Nas colunas 3 e 4 estão apresentados os dados relativos à intensidade no canal vermelho (*I*) e o desvio padrão (σ_I). Observa-se uma redução na intensidade, refletida no escurecimento do filme durante a exposição à radiação, bem como um aumento no desvio padrão das leituras. Isso ocorre devido ao fato de que, à medida que a dose aumenta, a intensidade diminui, e a taxa de variação também diminui. Em outras palavras, à medida que as doses aumentam, os intervalos entre as intensidades se tornam mais estreitos. Isso, por sua vez, dificulta a obtenção precisa dos valores de intensidade, devido à saturação do filme. Portanto, é crucial adotar cuidados especiais ao analisar doses superiores a 8 Gy ao usar o canal vermelho.

O tempo de trânsito da fonte foi desprezado uma vez que, todo o percurso da fonte entre o equipamento de HDR e o final do curso no aplicador é de aproximadamente 8 segundos. Somente durante aproximadamente os últimos 2 segundos de trânsito, a fonte contribui com uma pequena e desprezível dose em todos os filmes. Esta dose, obviamente, depende da atividade da fonte à época da medida: quanto menor a atividade da fonte, menor a dose extra devido ao trajeto da fonte. Considerando que os tempos médios de irradiação nos experimentos foi superior a 2 minutos, a incerteza interposta na medida da dose ao desprezar o tempo de trânsito da fonte é da ordem de 1,7% (2 segundos/120 segundos).

Através da análise da Equação 1 e da utilização dos dados da terceira e quarta coluna, conseguimos calcular a DO e seu desvio padrão (σ_{DO}). Posteriormente, foi construída a curva de calibração, cuja representação gráfica pode ser observada na Figura 9. A Tabela 2 mostra os valores dos coeficientes de ajuste a_1 e a_2 estão apresentados.

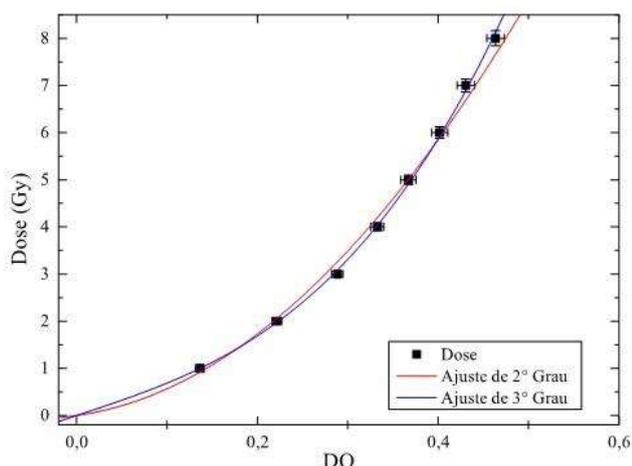


Figura 9. Arranjo experimental para perfil de dose em profundidade.

Tabela 2. Valores dos coeficientes de ajuste a_1 e a_2

Ajuste	Polinomial de 2º Grau	Polinomial de 3º Grau
Equação	$D=a_1.DO+a_2.DO^2$	$D=a_1.DO+a_2.DO^3$
a1	$2,67 \pm 0,66$	$6,36 \pm 0,12$
a2	$29,89 \pm 2,19$	$52,05 \pm 1,21$
Reduced Chi-Sqr	1,65	1,15
Adj. R-Square	1,00	1,00

Fonte: Os autores (2024)

3.2. Distribuição bidimensional de dose

As Figuras 10, 11, 12 e 13 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 na pele e logo abaixo desta. Aproveitando que o Oncentra possui ferramentas de otimização da dose, foi escolhida a ferramenta otimização geométrica para comparar a distribuição de dose gerada com a situação sem otimização (não otimizado). Na otimização geométrica o software aumentou o tempo de parada da fonte nas extremidades do aplicador a fim de gerar uma dose mais uniforme ao longo de toda extensão do aplicador.

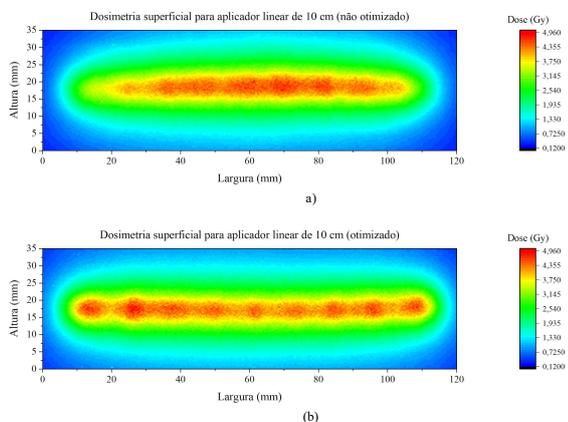


Figura 10. Mapa de dose superficial utilizando aplicador dermatológico em planejamento (a) não otimizado e (b) otimizado.

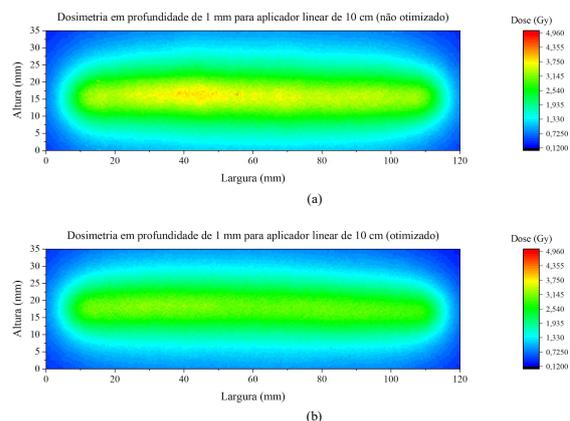


Figura 11. Mapa de dose em profundidade de 1 mm utilizando aplicador dermatológico em planejamento (a) não otimizado e (b) otimizado. Elaborado pelo Autor.

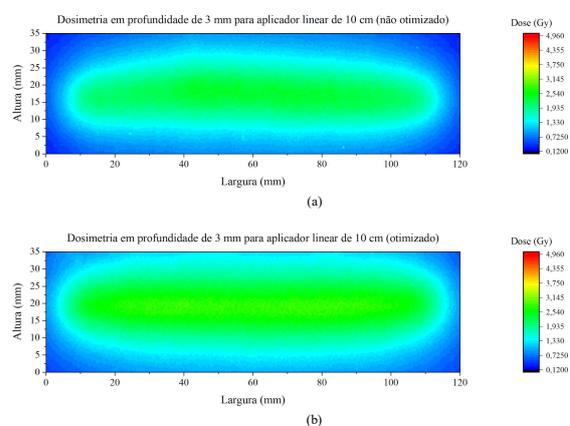


Figura 12. Mapa de dose em profundidade de 3 mm utilizando aplicador com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) não otimizado e (b) otimizado.

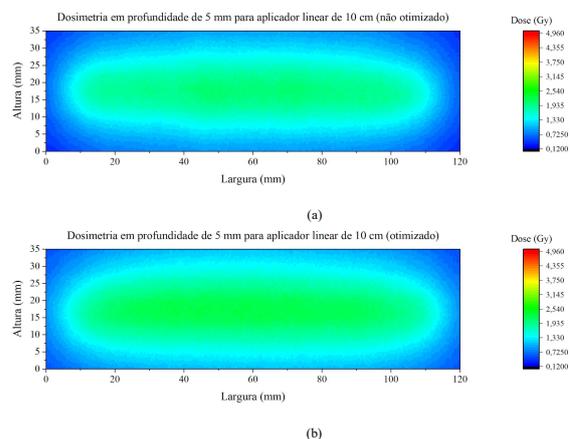


Figura 13. Mapa de dose em profundidade de 5 mm utilizando aplicador com prescrição de 5 Gy em planejamento (a) não otimizado e (b) otimizado.

Cada uma das figuras apresenta a distribuição de dose com o planejamento feito de forma otimizada e não otimizada 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.

Observando a Figura 10 vê-se que a dose prescrita ocorre de forma relativamente uniforme em uma área de 5 mm de largura e 102 mm de comprimento. Pode-se dizer que esta é a região considerada como tratada pelo aplicador dermatológico. Quanto à incerteza global na dosimetria dos filmes de acordo com trabalhos anteriores foi definida no valor de 5 % (20).

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 3. A fim de se determinar o percentual de dose em profundidade, considerou-se o valor da dose máxima na superfície do aplicador 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 % determinou-se o percentual de dose nas profundidades de 1, 3 e 5 mm como mostrado na quinta coluna da Tabela 3. A última coluna traz a incerteza no PDP.

Tabela 3. Percentual de dose em profundidade em relação à superfície do aplicador.

Profundidade (mm)	Prescrição	$D_{m\acute{a}x}$ (Gy)	$\Delta D_{m\acute{a}x}$ (%)	PDP (%)	ΔPDP (%)
0 mm	otimizada	4,96	0,25	100	5,0
	não otimizada	4,96	0,25	100	5,0
1 mm	otimizada	4,26	0,21	85,9	4,3
	não otimizada	4,26	0,21	85,9	4,3
3 mm	otimizada	3,44	0,17	69,4	3,5
	não otimizada	3,44	0,17	69,4	3,5
5 mm	otimizada	2,77	0,13	55,8	2,8
	não otimizada	2,77	0,13	55,8	2,8

Fonte: Os autores (2024)

Observa-se claramente que o PDP do planejamento padrão (otimizado) cai para 85,9 % (com incerteza de $\pm 4,3$ %) a 1 mm de profundidade. Portanto, a dose cai abruptamente com o aumento da profundidade como esperado e observado no TPS, ficando a profundidade de tratamento em torno de 1 mm. Este resultado está corroborado pelas medidas apresentadas a seguir.

3.3. Perfil de dose em profundidade

Na Figura 14 está mostrado o filme escaneado após ser irradiado, sendo selecionada uma região de interesse (ROI) nas dimensões de 80×8 mm² para a coleta das informações de intensidade de cor utilizando a ferramenta *plot profile* no 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.

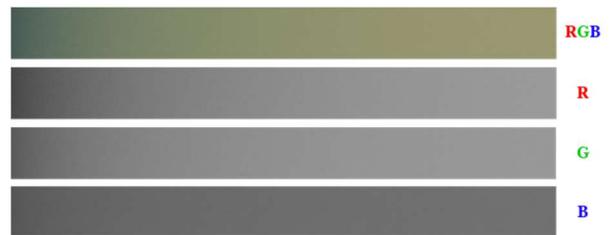


Figura 14. Filme utilizado para a obtenção das informações de intensidade de cor para perfil de dose em profundidade. A primeira fita de filme de cima para baixo mostra o filme com as três componentes de cor juntas, as restantes mostram os canais R, G e B separados e apresentados em escala de cinza.

Os dados após a conversão de intensidade de cor para dose foram utilizados para gerar o gráfico de Perfil de Dose em Profundidade (Figura 15).

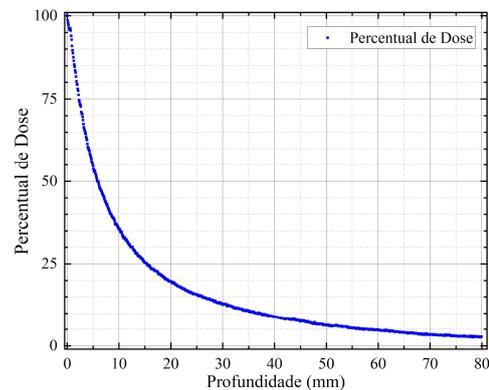


Figura 15. Perfil de dose em profundidade obtido com o filme EBT3.

Na Figura 16 está apresentado o gráfico de dose em profundidade gerado pelo TPS.

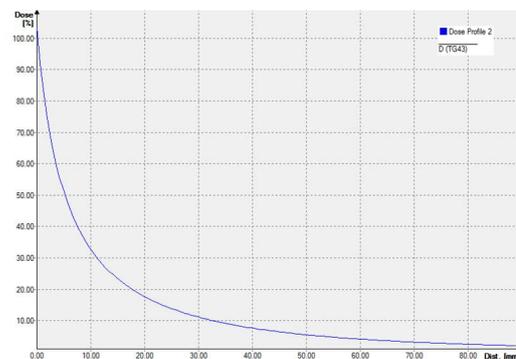


Figura 16. Perfil de dose em profundidade obtido no *OncentraBrachy*. Imagem cedida pelo Departamento de Física Médica do Hospital Luxemburgo.

Ao analisar os gráficos acima observa-se uma boa correspondência no percentual de dose do filme ao ser comparada com a obtida no TPS. Não foram encontrados trabalhos similares para comparação dos resultados obtidos. O aplicador Leipzig apresentado no estudo feito por Calatayud *et al* (2005), é o que mais se aproxima na tentativa de se obter os mesmos objetivos clínicos. Os resultados, validados por meio do código Monte Carlo (MC) (21), mostram os perfis de dose em profundidade, com distribuição semelhante ao apresentado na figura 15 do presente trabalho. Para o aplicador Leipzig com diâmetro de 1cm, foi encontrado um valor de 87%

para o PDP a 1mm abaixo da superfície, valor este muito próximo ao encontrado neste trabalho que é de 85,9%.

As informações das curvas de isodose obtidas durante o planejamento estão apresentadas na Figura 17. Estas isodoses têm 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 estão em uma distância inferior à de prescrição e, portanto, dentro do aplicador. 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 mm; 2,6 mm e 5 mm a partir da superfície do aplicador.

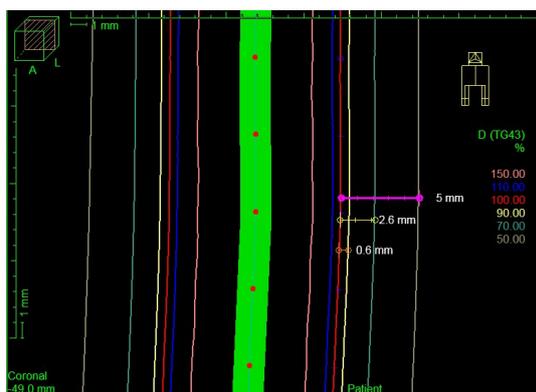


Figura 17. Captura da tela de planejamento no plano coronal. A linha vertical em verde com os círculos em vermelho representa respectivamente o aplicador e os pontos de parada da fonte; as linhas coloridas representam as curvas de isodose; as réguas em magenta, amarelo e laranja representam a distância 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.

Os dados obtidos no TPS para as isodoses, juntamente com os obtidos na dosimetria de profundidade com os filmes, estão apresentados na Tabela 4. Na primeira coluna temos a profundidade (distância) em relação à superfície 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.

Tabela 4. Valores de PDPs obtidos na dosimetria com filme comparados aos de PDPs obtidos no TPS .

Distância (mm)	PDP _{oncentra} (%) _l	ΔPDP _{oncentra} (%)	PDP _{filme} (%)	ΔPDP _{filme} (%) ^{**}
0,0	100	2,0	100	5,0
0,6	90	1,8	96	4,8
2,6	70	1,4	72	3,6
5,0	50	1,0	54	2,7

*Na prescrição de tratamento a incerteza considerada foi de 2 % de acordo com os dados de dosimetria da fonte.

**Na dosimetria com filmes EBT3 a incerteza foi considerada em ± 5 % de acordo com Aldelajjan *et al* [20].

Fonte: Os autores (2024)

Ao analisar os dados expostos acima tem-se 100 % da dose na superfície, para a profundidade de 0,6 mm o percentual de dose no sistema de planejamento é

de 90 ± 1,8 % comparado com o valor obtido no filme de 96 ± 4,8 % tem-se uma correspondência do valor dentro da incerteza, o que se repete para a profundidade de 2,6 mm. Para a profundidade de 5 mm há uma pequena discrepância entre os valores, o percentual de dose no TPS é de 50 ± 1 % enquanto que para o filme é 54,1 ± 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 apresentados mostram-se satisfatórios.

4. Conclusões

Este trabalho apresentou um estudo dosimétrico de um aplicador dermatológico de material sintético de baixo custo 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. Constatou-se que até 95% do valor da dose prescrita se estende em uma área de 5 × 102 mm² abaixo do aplicador sendo está 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.

Estes resultados demonstram que o aplicador dermatológico desenvolvido poderia ser utilizado facilmente por vários serviços de braquiterapia para tratamentos de lesões de pele.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pela concessão da bolsa de pesquisa. Ao Hospital Luxemburgo – Instituto Mário Penna por abrir suas portas, fornecendo acesso às instalações e à colaboração dos seus profissionais do Serviço de Radioterapia. Aos Departamentos de Engenharia Nuclear e Anatomia e Imagem da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

Referências

1. Instituto Nacional de Câncer (INCA). Estimativa 2023: Incidência de Câncer no Brasil. 2nd ed. Rio de Janeiro, Brasil: Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, Coordenação de Prevenção e Vigilância; 2023.
2. Bray F, Ferlay J, Soerjomataram I, Siegel RL, Torre LA, Jemal A. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. CA: a cancer journal for clinicians. 2018;68(6):394-424.
3. McCune JS. Rapid advances in immunotherapy to treat cancer. Clinical Pharmacology & Therapeutics. 2018;103(4):540-4.
4. Mayer R, Schmid MP, Wanschitz J, Bettermann K, Haug AR, Geinitz H, 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*. 2021;13:410.
5. Skowronek J. Brachytherapy in the treatment of skin cancer: an overview. *Advances in Dermatology and Allergology/Postępy Dermatologii i Alergologii*. 2015;32(5):362.
 6. Daurade M, Breton P, Rouard N, Lorchel F, Ibrahim B, Sigaux N. Efficacy of Surgical Excision and Brachytherapy in the Treatment of Keloids: A Retrospective Cohort Study. *Advances in Skin & Wound Care*. 2020;33(11):1-6.
 7. Szewczyk MP, Pazdrowski J, Dańczak-Pazdrowska A, Golusiński P, Majchrzak E, Łuczewski Ł, 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*. 2014;31(3):146.
 8. Salvajoli JV, Souhami L, Faria SL. *Radioterapia em Oncologia*. 2nd ed. São Paulo: Atheneu; 2013.
 9. Bijlard E, Kouwenberg C, Timman R, Hovius S, van Busschbach J, Mureau M. Burden of keloid disease: a cross-sectional health-related quality of life assessment. *Acta dermato-venereologica*. 2017;97(2):225-9.
 10. Hoang D, Reznik R, Orgel M, Li Q, Mirhadi A, Kulber DA. Surgical excision and adjuvant brachytherapy vs external beam radiation for the effective treatment of keloids: 10-year institutional retrospective analysis. *Aesthetic surgery journal*. 2017;37(2):212-25.
 11. Viegas CCB, Lopes RT, Batista DVS, Rosa LAR. 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.
 12. Liu HW, Gräfe J, Khan R, Olivotto I, Barajas J. Role of in vivo dosimetry with radiochromic films for dose verification during cutaneous radiation therapy. *Radiation Oncology*. 2015;10(1):1-7.
 13. Butson MJ, Cheung T, Peter K. Radiochromic film dosimetry in water phantoms. *Physics in Medicine & Biology*. 2001;46(1):N27.
 14. Devic S, Tomić N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: review of technical aspects. *Physica Medica*. 2016;32(4):541-56.
 15. Santos T, Ventura T, do Carmo Lopes M. A review on radiochromic film dosimetry for dose verification in high energy photon beams. *Radiation Physics and Chemistry*. 2021;179:109217.
 16. Nolasco AV. *Métodos de dosimetria de superfícies aplicados ao controle de qualidade e investigação de dose na pele em tratamentos de Radioterapia*. Brasil: Universidade Federal de Minas Gerais; 2017.
 17. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidtlein CR, Kirov AS, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical physics*. 2005;32(7Part1):2245-53.
 18. Tagiling N, Ab Rashid R, Azhan SNA, Dollah N, Geso M, Rahman WN. Effect of scanning parameters on dose-response of radiochromic films irradiated with photon and electron beams. *Heliyon*. 2018;4(10): e00864.
 19. Calatayud JP, Ballester F, Das RK, De Werd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, Ouhib Z, Rivard MJ, Sloboda RS, Williamson JF. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO Working Group 2012. Available as AAPM Report n°. 229.
 20. Aldelajjan S, Bekerat H, Buzurovic I, Devlin P, DeBlois F, Seuntjens J, 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*. 2017;16(5):1065-72.
 21. Calatayud JP, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E et al. A Dosimetric Study of Leipzig Applicators. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 2005; Vol. 62, No. 2, pp. 579–584. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.02.028

Contato:

Juan Carlos Chrisostomo Lamônica
 Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais.
 Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Pampulha Belo Horizonte – MG, 31270-901
 Escola de Engenharia, Bloco 4, 2º Andar.
 juancccl@ufmg.br