



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada a Universidade de São Paulo

**Estudos dosimétricos de fontes de iodo-125 com filmes radiocrômicos e
método de Monte Carlo**

CAMILA DE OLIVEIRA PRIMO

**Dissertação apresentada como
parte dos requisitos para
obtenção de grau de Mestre em
Ciências na área de Tecnologia
Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

**Profa. Dra. Maria Elisa Chuery
Martins Rostelato**

São Paulo

2022

**Estudos dosimétricos de fontes de iodo-125 com filmes radiocrômicos e
método de Monte Carlo**

Versão Corrigida

Versão Original Disponível no IPEN

CAMILA DE OLIVEIRA PRIMO

**Dissertação apresentada como
parte dos requisitos para
obtenção de grau de Mestre em
Ciências na área de Tecnologia
Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

**Profa. Dra. Maria Elisa Chuery
Martins Rostelato**

São Paulo

2022

Fonte de Financiamento: CNPq

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

Como citar:

DE OLIVEIRA PRIMO, C.. ***Estudos dosimetricos de fontes de iodo-125 com filmes radiocromicos e método de Monte Carlo***. 2022. 80 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

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

de Oliveira Primo, Camila

Estudos dosimétricos de fontes de iodo-125 com filmes radiocromicos e método de Monte Carlo/ Camila de Oliveira Primo; orientadora Maria Elisa Chuery Martins Rostelato. -- Sao Paulo, 2022.

80 f.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Sao Paulo, 2022

1. Braquiterapia. 2. TG-43. 3. Filmes radiocromicos . 4. Monte Carlo. I. Chuery Martins Rostelato, Maria Elisa, orient.

II. Titulo.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autora: Camila de Oliveira Primo

Título: Estudos dosimétricos de fontes de iodo-125 com filmes radiocrômicos e método de Monte Carlo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data: ___/___/_____

Banca Examinadora

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Lucia e Amauri, que sempre se esforçaram muito por mim e me mostraram desde cedo a importância da educação.

AGRADECIMENTOS

Gostaria, primeiramente, de agradecer a minha orientadora, Prof.^a Dr.^a. Maria Elisa Chuery Martins Rostelato, por ter me dado a oportunidade de participar de seu grupo e me acolheu todos esses anos.

Também gostaria de agradecer a Dr.^a. Paula Cristina Guimarães Antunes por ter me acolhido em suas aulas como estagiária, ter me apresentado o IPEN, desmistificado muitas dúvidas e me dado conselhos importantes que me possibilitaram estar aqui agora.

Tenho enorme gratidão, em especial, ao Lucas Verdi Angelocci que me auxiliou em inúmeras tarefas, me dando apoio intelectual e moral em momentos difíceis.

Sinto-me muito grata também ao grupo da Dr.^a. Maria Elisa que sempre foi muito unido e disposto a ajudar, em especial: Carla Daruich de Souza, Hamona Novaes dos Santos, Thuany Correa Nogueira, Wilmmmer Alexander Arcos e José Tiago da Silva.

Em memória da Rafaela Lourenço, secretária do centro de Ensino do IPEN, gostaria de deixar meu eterno agradecimento por ter me auxiliado muito e feito muita companhia nas manhãs antes das aulas.

Gostaria de agradecer a todos os professores que tive ao longo dos anos, que me incentivaram muito, me ensinaram coisas valiosas e acima de tudo, me inspiraram para seguir a carreira como professora. Em especial, gostaria de citar o Ilton Miyazato, um professor excelente que ensinou física com muito entusiasmo e acabou me contagiando, e os outros orientadores de projetos e iniciações científicas que tive, que me fizeram seguir por este caminho acadêmico e acreditaram no meu potencial; guardo vocês no coração com muito carinho: Leandro Daros, Bruna Cavallini Rodrigues e Leonardo Crochik.

Apesar de não ter contribuído para o trabalho intelectualmente, para mim é essencial agradecer aos meus pais, Lucia Soares de Oliveira Primo e Amauri Vitor Primo, que sempre me incentivaram a seguir em frente e me apoiaram

independente e absolutamente em todas as minhas decisões; e também ao meu companheiro, Lucas Palazzi Pacheco, que me deu um imenso suporte emocional todo o tempo e me ajudou a ponderar e a reafirmar meus propósitos.

Finalmente, agradeço à CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), pelo apoio financeiro (processo 133764/2019-2). Sem este apoio, não seria possível realizar o trabalho e dedicar todo este tempo unicamente ao projeto.

EPÍGRAFE

“Se o homem é o único animal que sabe que vai morrer, ele também é o único que incessantemente cria, interfere, produz.”

Viviane Mosé em O Homem Que Sabe

RESUMO

A braquiterapia é uma modalidade de radioterapia que trata tumores utilizando radiação ionizante com fontes localizadas próximas ao tumor. As fontes podem ser produzidas a partir de diversos radionuclídeos e em diversos formatos, como sementes de iodo-125 e fios de irídio-192. Para produzir uma nova semente de iodo-125 e garantir sua qualidade, é fundamental descrever a dosimetria da semente, para que quando aplicado em um tratamento seja possível atingir a menor dose possível nos tecidos sadios vizinhos. O relatório do *Task Group 43 U1* da AAPM é um documento que indica os procedimentos de dosimetria em braquiterapia com base em parâmetros físicos e geométricos. Neste estudo, escolheu-se dois métodos diferentes para caracterizar a semente de iodo-125: uma simulação de transporte de radiação (MCNP) e um experimento usando filmes radiocrômicos da *Gafchromic*. Todos os parâmetros do TG43 U1 foram simulados usando o método de Monte Carlo de transporte de radiação MCNP6: intensidade de kerma-ar, constante de taxa de dose, função de geometria, função de dose radial e função anisotrópica. Esses parâmetros foram obtidos a partir de uma semente modelada ideal. Os parâmetros se comportaram como esperado na literatura apresentando incertezas menores que as previstas. Na parte experimental da caracterização, com filmes radiocrômicos, foi realizada a calibração dos filmes de EBT-3, relacionando a cor do filme escurecido com a dose. Não foi possível fazer o experimento com o filme, pois em decorrência da pandemia de COVID-19, a semente de iodo-125 não pode ser confeccionada. No entanto, apresenta-se nesse trabalho toda a etapa de calibração do filme, sua curva de calibração e a simulação pelo método de Monte-Carlo.

Palavras-chave: braquiterapia, TG-43, filmes radiocrômicos, Monte Carlo.

ABSTRACT

Brachytherapy is a modality of radiotherapy which treats tumors using ionizing radiation with sources located close to the tumor. The sources can be produced from several radionuclides in various sizes, such as Iodine-125 seeds and Iridium-192 wires. In order to produce a new Iodine-125 seed in IPEN/CNEN and ensure its quality, it is essential to describe the seed dosimetry, so when applied in treatment the lowest possible dose to neighboring healthy tissues can be reached. The report by the AAPM's Task Group 43 U1 is a document that indicates the dosimetry procedures in brachytherapy based on physical and geometrical parameters. In this study, was chosen two different methods to characterize the iodine-125 seed: a simulation method using Monte Carlo and an experimental method using radiochromic films by Gafchromic. All parameters from Task Group 43 U1 were simulated using the Monte Carlo method radiation transport code MCNP6: the air-kerma strength, dose rate constant, geometry factor, radial dose function and anisotropic function. These parameters were obtained from an ideal modeled seed. The parameters behaved as expected in the literature, presenting uncertainties smaller than those predicted. In the experimental part of the characterization, with radiochromic films, the calibration of the EBT-3 films was performed, relating the color of the darkened film with a specific dose. It was not possible to do the experiment with the film, due to the COVID-19 pandemic, the iodine-125 seed cannot be made. However, this work presents the entire film calibration step, its calibration curve and the entire simulation by the Monte-Carlo method.

Keywords: brachytherapy, TG43, radiochromic films and Monte Carlo.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Incidência estimada conforme a localização primária do tumor no sexo masculino.....	18
Tabela 2 –	Resumo das técnicas usadas para calibração de filme por diferentes métodos publicados.....	43
Tabela 3 –	Resumo de incertezas de dose em porcentagem (%).....	45
Tabela 4 –	Características físicas do radionuclídeo iodo-125.....	50
Tabela 5 –	Composição atômica por percentual de massa em materiais de phantoms analisados.....	55
Tabela 6 –	Descrição dos tallies padrões e suas unidades.....	58
Tabela 7 –	Coordenadas de malha FMESH sobrepostas.....	60
Tabela 8 –	Materiais utilizados na simulação.....	61
Tabela 9 –	Resposta média no canal vermelho dos filmes radiocrômicos para cada dose utilizada na calibração, já subtraídos pelo filme com 0 Gy para tarar a curva no ponto de origem.....	65
Tabela 10 –	Valores calculados da função de dose radial.....	67
Tabela 11 –	Valores dos parâmetros de ajuste para $g_L(r)$ polinomial....	68
Tabela 12 –	Valores calculados para a função de anisotropia.....	70

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Desenho esquemático do implante de sementes radioativas no câncer de próstata.....	20
Figura 2 –	(a) Linhas de dose; (b) Imagem de raio X para verificação do posicionamento das sementes.....	21
Figura 3 –	Modelo de semente da UroMed Corporation – Symmetra I-125.....	27
Figura 4 –	Modelo de semente da Best Medical International.....	28
Figura 5 –	Modelo de semente de iodo-125 da SourceTech Medical – BrachySource.....	28
Figura 6 –	Modelo de semente de iodo-125 da Amersham-GE OncoSeed.....	29
Figura 7 –	Esquemática da semente de iodo-125 da Mentor Iogold.....	29
Figura 8 –	Sistema de coordenadas utilizado para cálculos de dosimetria em braquiterapia.....	36
Figura 9 –	Configuração de medição WAFAC.....	39
Figura 10 –	Filmes radiocrômicos irradiados com aumento sucessivo de dose.....	40
Figura 11 –	Doses absorvidas entregues em procedimentos médicos típicos e intervalos de dosímetros passivos.....	41
Figura 12 –	Tempo de resolução por complexidade do problema para métodos computacionais analíticos e pelo método de Monte Carlo.....	47
Figura 13 –	Reator Atômico IEA-R1: refrigeração e moderação feita com água.....	49
Figura 14 –	Diagrama esquemático do decaimento do iodo-125.....	49
Figura 15 –	Modelo de semente de Iodo-125.....	50

Figura 16 – Construção dos modelos EBTs dos filmes radiocrômicos Gafchromic.....	51
Figura 17 – Suportes de PMMA desenvolvidos para irradiação dos filmes na fonte panorâmica de Cobalto-60 com os filmes fixados.....	52
Figura 18 – Scanner EPSON Expression XL11000.....	53
Figura 19 – Irradiador Multipropósito do CETER-IPEN.....	57
Figura 20 – Visualização da Semente de iodo-125 pelo programa Vised® indicando o formato da semente e células que definem seu material: prata (101), ar (102), titânio (103) e vácuo/ausência de material (104).....	61
Figura 21 – Imagem obtida pelo programa VISED, ilustrando a semente e o filme radiocrômico da forma como foram posicionados na simulação.....	62
Figura 22 – Exemplos de filmes que foram irradiados com as doses: (a) filme branco; (b) 0,25Gy; (c) 1Gy; (d) 1,5Gy; (e) 2Gy; (f) 5Gy; (g) 10Gy; (h) 20Gy.....	64
Figura 23 – Curva de dose-resposta para o filme radiocrômico.....	66
Figura 24 – Função de dose radial pela distância.....	69
Figura 25 – Ilustração feita no MATLAB a partir de uma tabela com a taxa de dose de cada cm² ao longo do filme radiocrômico que foram obtidas pela simulação no MCNP.....	70

LISTA DE SIGLAS

Sigla	Significado
API	<i>Application Program Interface</i> (Interface do programa de aplicativos)
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i> (Associação Americana de Física Médica)
CETER	Centro de Tecnologia das Radiações
COVID-19	Coronavirus Disease 2019
EGSnrc	<i>Electron and Photon Transport</i> (transporte de fótons e elétrons)
ENSDF	<i>Evaluated and Compiled Nuclear Structure Data</i> (Dados de estrutura nuclear avaliados e compilados)
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> (Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação)
IEA-R1	Instituto de Energia Atômica – Reator 1
INCA	Instituto Nacional do Câncer “José Alencar Gomes da Silva”
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
KERMA	<i>Kinetic Energy Release per MAss / MAtter / Material</i> (Energia Cinética Liberada por Massa / Matéria / Material)
MATLAB	<i>Matrix Laboratory</i> ®
MCNP	Monte Carlo N-Particle transport code
NIST	<i>National Institute of Standards and Technology</i> (Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia)
PMMA	Polimetilmetacrilato
PV	<i>Pixel Value</i> (Valor de Pixel)
PSA	Antígeno Prostático Específico

PTW	<i>Physikalisch-Technische Werkstätten</i> (Oficinas Físico-Técnicas)
RGB	<i>Red, Green and Blue</i> (Vermelho, Verde e Azul)
RW1	<i>Real Water 1</i> (Água Real 1)
TG-43 (U1)	Relatório do <i>Task Group 43</i> (Upgrade 1) da AAPM
USP	Universidade de São Paulo
WAFAC	<i>Wide-Angle Free-Air Chamber</i> (Câmara de ionização de ângulo amplo de ar livre)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	MOTIVAÇÃO	23
3	OBJETIVOS	24
4	REVISÃO DE LITERATURA	25
4.1	História da Braquiterapia	25
4.2	Braquiterapia com fontes de Iodo-125	27
4.3	Dosimetria das Radiações	30
4.4	Um breve histórico da dosimetria em braquiterapia	33
4.5	Formalismo para Dosimetria em Braquiterapia (AAPM TG-43)	35
4.6	<i>Wide Angle Free-Air Chamber</i>	38
4.7	Filmes radiocrômicos	39
4.8	Métodos utilizados para trabalhar com filmes radiocrômicos	41
4.8.1	Método de um canal de cor	43
4.9	Matlab	46
4.10	Monte Carlo	46
5	MATERIAIS E MÉTODOS	49
5.1	Semente de Iodo-125	49
5.2	Filmes Radiocrômicos	51
5.3	<i>Scanner</i>	53
5.4	Arranjo para a caracterização da semente de Iodo-125 com filmes radiocrômicos	54
5.5	Objeto Simulador	54
5.6	Irradiador Multipropósito	56
5.7	Matlab	57
5.8	Monte Carlo	57
5.8.1	Tallies	58

5.8.2	Malhas Sobrepostas Em Tallies (MESH)	59
5.9	VISED	63
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
6.1	Calibração dos filmes radiocrômicos	64
6.2	Simulação com o código MCNP6	67
6.3	Simulação do filme com o código MCNP	70
7	CONCLUSÃO	72
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74

1 INTRODUÇÃO

O câncer é a denominação de um conjunto de mais de cem doenças que afetam as células do corpo, resultante de um desenvolvimento anômalo incontrolado com mutações genéticas que não foram suprimidas. Suas causas podem ser internas: pré-disposição genética; ou externas: meio ambiente e hábitos de vida não saudáveis^[1].

As categorizações do câncer dependem da área afetada. Se somado todos os tipos de cânceres, essa é a segunda principal causa de morte do mundo, atrás apenas das doenças cardiovasculares^[2].

No Brasil, segundo as estatísticas sobre a incidência de câncer no país publicadas pelo Instituto Nacional de Câncer “José Alencar Gomes da Silva” (INCA), estima-se que o número de novos casos de câncer entre 2020 e 2022 serão de aproximadamente 625 mil^[3].

O câncer que mais acomete a população masculina brasileira, depois do câncer de pele não-melanoma, é o de próstata, como é demonstrado na Tabela 1. As causas exatas deste tipo de câncer são desconhecidas, porém a raça e a incidência de casos na família são possíveis fatores que aumentam o risco de desenvolver esta doença^[4].

Tabela 1 – Incidência estimada conforme a localização primária do tumor no sexo masculino.

Localização primária	Casos Novos	Porcentagem (%)
Próstata	65.840	29,2
Cólon e Reto	20.540	9,1
Pulmão	17.760	7,9
Estômago	13.360	5,9
Cavidade Oral	11.200	5,0
Esôfago	8.690	3,9
Bexiga	7.590	3,4
Laringe	6.470	2,9
Leucemias	5.920	2,6

Sistema Nervoso Central	5.870	2,6
Todas as Neoplasias, exceto pele não melanoma	225.980	100,0
Todas as Neoplasias	309.750	

Fonte: INCA

Há algumas formas de diagnosticar o câncer. Quando se fala em câncer de próstata, o diagnóstico precoce normalmente está relacionado ao exame de toque prostático, que consegue perceber pequenos tumores, e das dosagens no sangue do antígeno prostático específico (PSA), que é produzido com mais intensidade por células cancerosas. Nenhum exame substitui o outro, e realizados juntos, detectam cerca de 90% dos casos. Após a identificação da doença há uma série de exames subsequentes para confirmação e análise do grau de agressividade do tumor, completando o diagnóstico^[5].

Ainda não há uma cura universal para a doença e seu tratamento depende de uma combinação de técnicas como a cirurgia, radioterapia, tratamento hormonal (para o câncer de próstata) e quimioterapia, que são escolhidas pelo grupo de médicos responsável conforme as especificidades de cada caso, a depender do estágio da doença, do risco para o paciente, entre outras.

A radioterapia é um tratamento que utiliza radiações ionizantes e é dividida em teleterapia e braquiterapia, na qual a diferença fundamental é a localização da fonte radioativa: tendo um posicionamento mais afastado, a distância, na teleterapia e próximo ao tecido na braquiterapia. A radiação, essencialmente, mata as células cancerígenas, mas também afeta células saudáveis. Entretanto, sabe-se que intensidade da resposta de absorção da radiação varia em diferentes células: as malignas são, em geral, mais radiosensíveis do que o tecido normal^[6].

Mesmo com o fator da radiosensibilidade sendo menor nas células normais, é inevitável que durante o processo, órgãos ao redor do tumor sejam atingidos. A braquiterapia tem uma grande vantagem em comparação a teleterapia tradicional: devido à fonte ser posicionada adjacente ou no interior do tecido, a

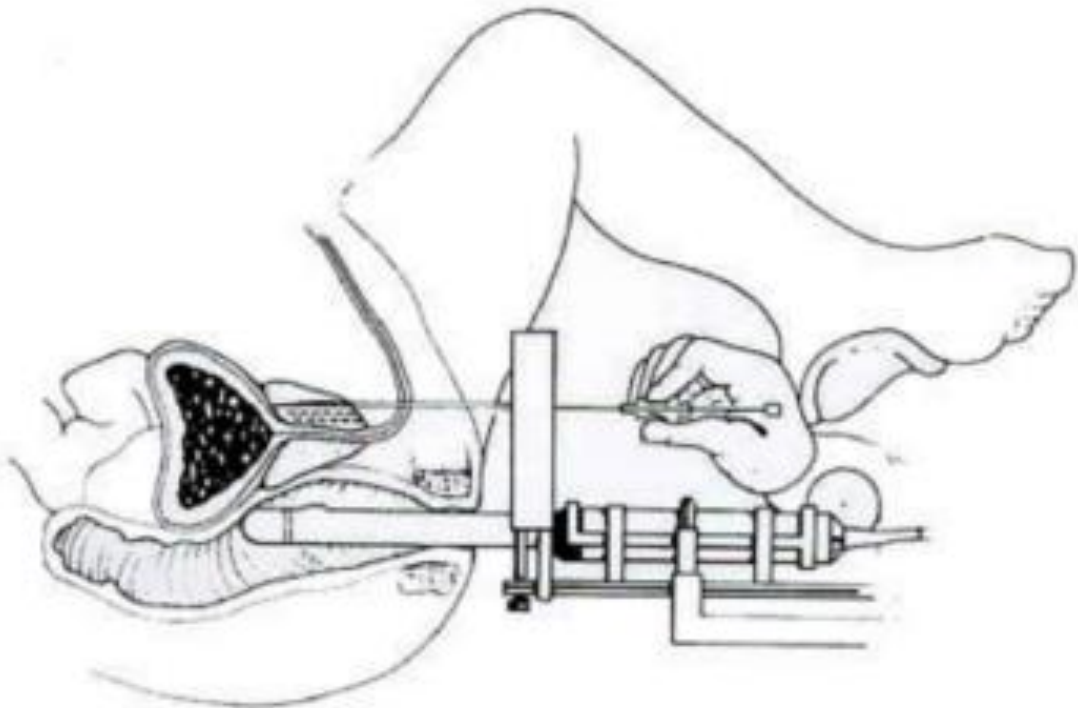
radiação tem efeitos mais concentrados nas áreas de interesse, minimizando os danos nos tecidos saudáveis^[7].

Os procedimentos da braquiterapia podem ser subdivididos: pelo posicionamento da fonte, pela duração do tratamento, pela taxa de dose, pelo radioisótopo utilizado e pelo método de carregamento da fonte.

A braquiterapia prostática consiste na implantação permanente de pequenas fontes radioativas seladas, também conhecidas como sementes, de iodo-125 no local do tumor, cerca de 70 a 120 por próstata^[8].

Na Figura 1, podemos ver uma ilustração da implantação das sementes, que é feita através de uma agulha fina, com um diâmetro de aproximadamente 1 mm, guiada por ultrassom, que passa pela pele, situando-se entre o reto e o escroto^[9]. A Figura 2 mostra as linhas de dose radiografia para verificação do posicionamento das fontes que foram implantadas.

Figura 1 – Desenho esquemático do implante de sementes radioativas no câncer de próstata.



Fonte: ZEITUNI, C. A., 2008.

Figura 2 – (a) Linhas de dose; (b) Imagem de raio X para verificação do posicionamento das sementes.



Fonte: Hospital Albert Einstein, 2018.

É um tratamento indicado para câncer no estágio inicial, no qual o o desconforto do paciente é minimizado, assim como possíveis efeitos colaterais como impotência, incontinência urinária, além de preservar em grande parte os tecidos e órgãos saudáveis que se situam aos redores do tumor, já que o iodo-125 emite baixas energias, sendo pouco penetrante^[9].

A fim de garantir qualidade do tratamento oferecido, é fundamental descrever a dosimetria da semente que será utilizada no tratamento, para que a menor dose possível de tecidos saudáveis vizinhos possa ser atingida.

A dosimetria de radiação é o estudo de métodos para calcular a dose de radiação ionizante entregue no paciente. No caso da braquiterapia, a dosimetria é usada para estabelecer parâmetros de dose nos tecidos a uma determinada distância da fonte. Isso pode ser feito de várias maneiras diferentes, sendo necessário seguir um protocolo que dê confiabilidade aos dados.

Dentre as diferentes formas de realizar a dosimetria da fonte, os filmes radiocrômicos são uma alternativa favorável. O filme radiocrômico é um detector de radiação bidimensional no qual podemos medir sua densidade óptica após ser irradiado, que é facilmente relacionada com uma dose específica. Por sua correspondência em relação às doses entregues em braquiterapia e uma equivalência com a densidade do tecido humano, é uma excelente escolha para verificação da dose em tratamentos de radioterapia^[10].

Além do método experimental com os filmes radiocrômicos, há também a possibilidade de estudar as doses entregues por meio de métodos computacionais. Existem muitos códigos que foram desenvolvidos para solucionar o problema de transporte de radiação. Até hoje são constantemente implementados: *GEANT*, *EGSnrc*, *Penelope*, entre muitos outros, inclusive alguns programas desenvolvidos por usuários, geralmente de alguma instituição universitária. O código precursor para resolver esse tipo de problema foi o MCNP (*a Monte Carlo N-Particle Transport Code*) que é até hoje amplamente utilizado na tecnologia nuclear aplicada na medicina^[11].

Apesar de inicialmente intencionado, faz-se necessário esclarecer que não foi possível fazer o experimento com o filme radiocrômico, pois em decorrência da pandemia de COVID-19, a semente de iodo-125 não pode ser confeccionada. No entanto, apresenta-se nesse trabalho toda a etapa de irradiação do filme no irradiador multipropósito do IPEN, sua curva de calibração e a montagem do arranjo experimental para a dosimetria da semente de iodo-125. A simulação pelo Método de Monte Carlo foi realizada na íntegra.

2 MOTIVAÇÃO

No Brasil, as sementes utilizadas na braquiterapia são adquiridas de fabricantes estrangeiros. O Laboratório de Produção de Fontes Radioativas para Braquiterapia, no CETER-IPEN (Centro de Tecnologia das Radiações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) no intuito de reduzir o preço para determinados tipos de tratamentos oncológicos com braquiterapia e permitir que este tratamento alcance mais pacientes, está recentemente desenvolvendo um modelo nacional de semente para braquiterapia^[12]. Para fornecê-las atendendo aos padrões internacionais de qualidade e garantir a proteção radiológica, se faz necessário a realização de estudos dosimétricos

3 OBJETIVOS

O presente estudo teve por objetivo realizar a caracterização dosimétrica das fontes de iodo-125 que estão sendo desenvolvidas pelo IPEN, de acordo com o protocolo TG-43 U1 de dosimetria em braquiterapia da AAPM. Para esse fim, tentou-se fazer medidas experimentais de dose utilizando filmes radiocrômicos *Gafchromic* modelo EBT-3, e foram realizados cálculos e simulações através do Método de Monte Carlo, utilizando o código MCNP4C.

Assim, os objetivos específicos desse trabalho são especificamente:

- Irradiar e realizar leitura dos filmes radiocrômicos;
- Calibrar os filmes radiocrômicos;
- Definir a configuração experimental (posicionamento dos objetos simuladores, fonte e dosímetros);
- Criar o arquivo de entrada do código MCNP (geometria equivalente à da semente e da configuração experimental);
- Calcular os parâmetros preconizados no TG-43 U1 e
- Obtenção da dose pelo código MCNP.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 História da Braquiterapia

Após a grande descoberta dos raios X por W. C. Roentgen em 1895, diversos cientistas iniciaram pesquisas neste ramo, e no ano seguinte, o cientista francês Henri Becquerel decidiu testar a hipótese que substâncias fluorescentes e fosforescentes também poderiam emitir uma espécie de raio X, fazendo testes com urânio, sendo bem sucedido. Após incansáveis anos de trabalho, em 1902, Marie Curie descobriu o Rádio, um elemento milhões de vezes mais radioativo que o urânio^[13].

Essas descobertas claramente se popularizaram muito e junto com elas surgiram um período de uso desenfreado desse tipo de radiações, que só mais tarde, descobriram seus efeitos reais nos tecidos.

Dentro de todo esse cenário, também começaram os estudos para utilizar a radioatividade no tratamento de câncer. Pierre Curie ao analisar a cura de uma lesão de pele em Bequerel, que carregava sal de Rádio em seu bolso, atribuiu os efeitos a este elemento químico que logo foi empregado para uso em propósitos médicos, e assim surgiu a técnica que chamamos hoje de braquiterapia (termo proposto em 1931 por Forsell, que em grego *brachys* significa “curta distância”)^[13].

O uso de radiação para o tratamento do câncer de próstata foi relatado pela primeira vez por Pasteau e Degrais em 1909. Embora a braquiterapia naquela época fosse limitada à inserção de sementes de rádio/radônio na próstata, ainda sim o câncer de próstata mostrou uma boa resposta a essa técnica de tratamento mais rústica. Entretanto, devido a doses altíssimas essa terapia não ganhou popularidade e com o resultado de doses excessivas nas equipes médicas, o tratamento foi desmotivado^[14,15].

Anos se passaram, alguns estudos continuaram sendo feitos na área, porém só nas décadas de 60 e 70, devido a muitos avanços tecnológicos na época, a braquiterapia começou a reemergir. A produção de radionuclídeos por reatores nucleares, a informatização na medicina e o desenvolvimento de técnicas como o

carregamento de fonte radioativa automático (afterloading) foram essenciais para a técnica voltar a ter relevância^[16].

Com o ressurgimento do uso da braquiterapia de câncer de próstata, diversos pacientes foram tratados com implantes de diferentes isótopos, princípios básicos e técnicas aplicadas.

Atualmente, existem diversos procedimentos em braquiterapia que podem ser subdivididos a partir de diversas características específicas do tratamento e das fontes utilizadas^[17]:

- Pelo posicionamento da fonte em relação ao paciente e ao tumor: intersticial, intracavitário, intraoperatório, ou com aplicadores específicos (placas, betaterapia);
- Pela duração do tratamento: implantes temporários ou permanentes (fonte fica implantada até seu total decaimento);
- Pela taxa de dose: baixa taxa de dose (LDR – Low Dose Rate, até 2 Gy/h), média taxa de dose (MDR – Medium Dose Rate, de 2 a 12 Gy/h), alta taxa de dose (HDR – High Dose Rate, acima de 12 Gy/h), ou pulsada (PDR – Pulsed Dose Rate, quando a dose é entregue em curtos pulsos);
- Pelo radioisótopo utilizado: varia muito com o tipo de tumor a ser tratado, mas alguns radioisótopos utilizados atualmente são Iodo-125, Irídio-192, Cobalto-60, Césio-137 e Paládio-103.
- Pelo método de carregamento da fonte: manual (realizado pela equipe médica) ou automático (afterloading, realizado por equipamento específico, em especial para fontes de alta taxa de dose, para evitar dose na equipe médica);

Um radioisótopo, para ser usado em braquiterapia, deve ter de seguir uma rigorosa lista de propriedades, algumas delas são^[12]:

- Apresentar uma emissão de raios γ adequada, que minimize a deposição de energia no osso por efeito fotoelétrico, o espalhamento e as necessidades de proteção radiológica;
- O valor da meia-vida deve ser escolhido para ter o mínimo de correções por decaimento.

- Não emitir partículas carregadas ou ter uma blindagem efetiva;
- Não deve produzir elementos gasosos ao desintegrar;
- Possuir forma insolúvel e não tóxica;
- O material não deve ser preferencialmente sólido, não apresentar forma pó;
- O material possa assumir várias formas e tamanhos para se adaptar as diferentes técnicas e
- Não apresentar dano durante a esterilização.

4.2 Braquiterapia com fontes de Iodo-125

A maior experiência no tratamento do câncer de próstata com braquiterapia é com o iodo-125 em decorrência das vantagens de uma energia extremamente baixa (27 KV) e meia-vida de 60 dias, seguindo a rigorosa lista de propriedades fundamentais^[12,18].

O histórico da braquiterapia com fontes de iodo-125 é escasso devido a inúmeras patentes e uma proteção industrial acima dos métodos. Foram desenvolvidos diversos tipos de sementes, algumas não chegaram a ser comercializadas e outras já saíram do mercado^[19].

- *UroMed Corporation – Symmetra Iodo-125*. Cápsula de titânio selada a laser, contendo no seu interior fio de ouro radio-opaco, e uma camada de cerâmica com iodo-125 que é esquematizada na Figura 3^[20,21]:

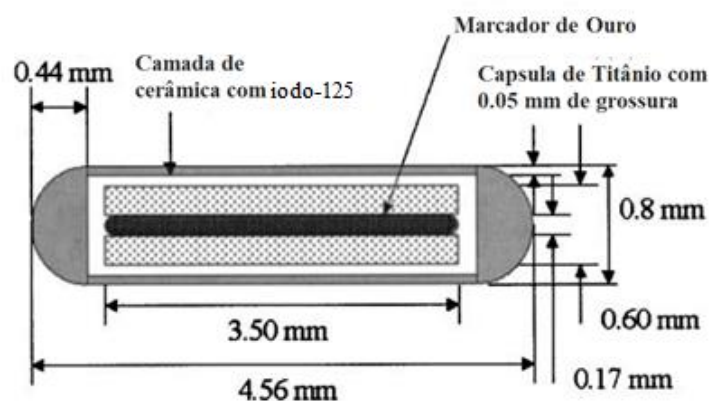
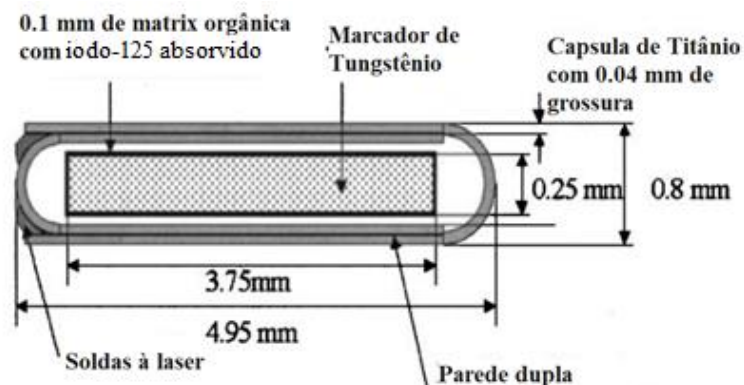


Figura 3 – Modelo de semente da UroMed Corporation – Symmetra Iodo-125.

- *Best Medical International*. A parte externa é composta por um revestimento duplamente encapsulado de titânio, sem especificação do tipo de soldagem. O interior acomoda um marcador de tungstênio e o iodo-125 adsorvido em um substrato não especificado, como podemos ver na Figura 4^[20,22]:

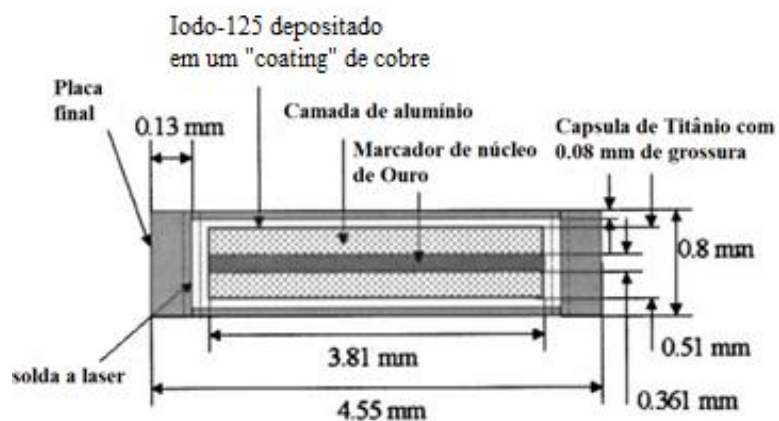
Figura 4 – Modelo de semente da Best Medical International.



Fonte: HEINTZ, B. H.; WALLACE, R. E.; HEVEZI, J. M.

- *SourceTech Medical – BrachySource*. A cápsula é de titânio selada a laser. A parte interna tem um fio de ouro como marcador, uma camada de alumínio e um “coating” de cobre. Não especifica onde está o iodo-125. O modelo é melhor compreendido analisando a Figura 5 abaixo^[20,23].

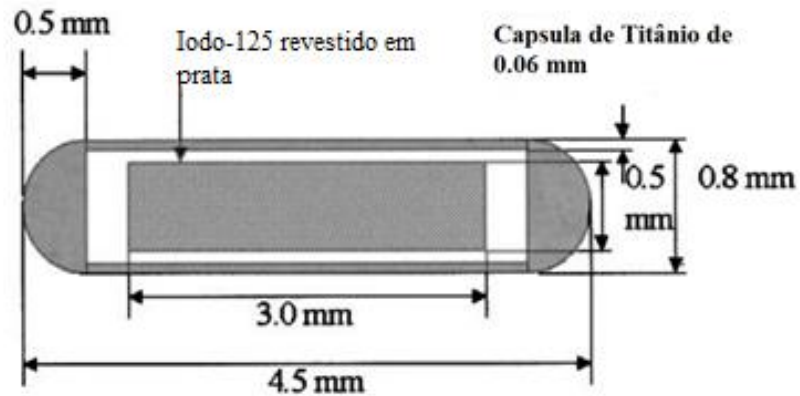
Figura 5 – Modelo de semente de iodo-125 da SourceTech Medical – BrachySource.



Fonte: HEINTZ, B. H.; WALLACE, R. E.; HEVEZI, J. M.

- *Amersham-GE OncoSeed*. Núcleo de prata radiopaco, onde o iodo-125 está adsorvido e a cápsula externa é de titânio, com selagem a laser, como podemos ver na Figura 6 a seguir^[20,24]:

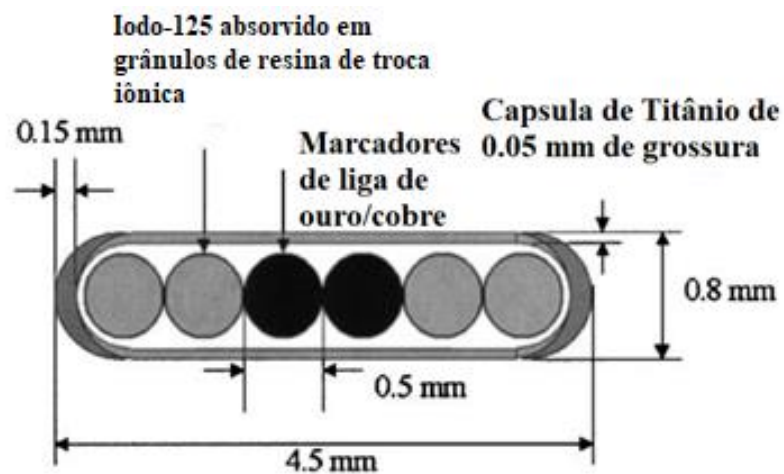
Figura 6 – Modelo de semente de iodo-125 da Amersham-GE OncoSeed.



Fonte: HEINTZ, B. H.; WALLACE, R. E.; HEVEZI, J. M.

- *Mentor IoGold*. Podemos ver na Figura 7 abaixo a esquematização da cápsula de titânio selada a laser, contendo iodo-125 adsorvido em quatro esferas de resina. O corpo da cápsula contém duas esferas de ouro inativo que servem como marcadores, para identificar e localizar a fonte^[20].

Figura 7 – Esquematização da semente de iodo-125 da Mentor IoGold.



Fonte: HEINTZ, B. H.; WALLACE, R. E.; HEVEZI, J. M.

4.3 Dosimetria das Radiações

A dosimetria é uma metodização de medição criteriosa referente às grandezas radiológicas com intuito de controlar, registrar e proteger tanto os indivíduos ocupacionalmente expostos quanto pacientes que tenham sido submetidos a práticas que envolvam o uso de radiações ionizantes^[25].

Na dosimetria, é essencial o uso de instrumentação especializada, com planejamento e desenvolvimento atendendo as necessidades de uma situação específica, logo, existem requisitos especiais para o controle, calibração e manutenção desta instrumentação de modo que as medições sejam rastreáveis a padrões nacionais ou internacionais^[26].

Os pilares básicos da dosimetria das radiações são^[27]:

1. Necessidades clínicas ou ocupacionais;
2. Sistema internacional de metrologia (IMS), mecanismos para a consistência das medições em dosimetria das radiações pela disseminação aos usuários de calibrações rastreáveis à padrões primários.

Para propósitos de proteção radiológica, as exposições à radiação são divididas em três tipos:

- Exposição Médica, que é a exposição de pacientes e acompanhantes como parte de um diagnóstico ou tratamento;
- Exposição Ocupacional, que é a exposição de trabalhadores (IOE) que ocorre no decorrer de sua ocupação;
- Exposição de indivíduos do público, composta por todas as exposições que possam ocorrer a indivíduos do público.

O foco deste trabalho é a exposição médica, que é aquela recebida por pacientes como parte de seu tratamento ou diagnóstico médico ou dental e seguem os princípios básicos de proteção, aplicáveis a esse tipo de exposição ^[28]:

- Justificação: devem ser fundamentadas pelo custo-benefício de um diagnóstico ou tratamento comparado às técnicas que não abrangem exposição à radiação.

- Otimização: devem ser mínimas o suficiente para realizar o diagnóstico corretamente ou ter a menor quantidade viável para danificar a menor parcela possível de um tecido normal durante o tratamento.

A exposição médica deve fornecer um benefício direto ao indivíduo exposto visando o diagnóstico ou tratamento. Se a prática é justificada e a proteção é otimizada, os limites de dose não são aplicados.

A dosimetria clínica abrange:

1. Radiodiagnóstico (incluindo procedimentos intervencionistas);
2. Medicina nuclear (diagnóstico e terapêutica);
3. Radioterapia.

As grandezas e unidades para radiação ionizante são necessárias para a quantificação dos efeitos da radiação para quantificar e determinar e avaliar riscos e benefícios no tratamento do câncer, otimizar os procedimentos envolvidos e por fim, tomar as melhores decisões.

Duas instituições internacionais foram criadas somente para cuidar da definição das grandezas dosimétricas, as relações entre elas e suas respectivas unidades: a ICRU e a ICRP.

A ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) foi fundada no ano de 1925 e cuida essencialmente das grandezas básicas e das operacionais. Ela publica oficialmente recomendações relacionadas com quantidades, unidades, procedimentos de medidas e dados de referência a fim de promover uma aplicação segura da radiação em diversos âmbitos para proteger a população^[29].

O ICRU estabeleceu a primeira unidade para exposição, Roentgen, internacionalmente aceita em 1928. Desde então tem recomendado novas grandezas e unidades Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante conforme as necessidades foram surgindo, por exemplo, dose absorvida (1950), o rad (1953), fluência (1962), kerma (1968), e cema (1998)^[29].

Em 1998, foi lançado o *Report 60: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. Em 2011, o *Report 85* foi desenvolvido após algumas críticas em relação ao *Report 60*, mas nenhuma nova grande alteração foi adicionada, foram feitas melhorias nas definições^[29].

A ICPR (*International Commission on Radiological Protection*) foi fundada em 1928 e teve uma reestruturação em 1950, quando recebeu seu nome atual. Seu intuito é promover o desenvolvimento da radioproteção e faz recomendações voltadas para as grandezas limitantes, que são grandezas de difícil medição, associadas ao risco humano^[30].

Quando a radiação ionizante penetra na matéria, que no caso estudado neste trabalho se refere ao corpo humano, ela deposita energia. A energia absorvida por unidade de massa da exposição à radiação é chamada de dose absorvida. Há três diferentes quantidades de dose de radiação: dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva^[31].

Dose Absorvida é a energia de radiação absorvida por unidade de massa de uma substância, medida em gray (Gy). Seu cálculo é estabelecido pela equação 1, a seguir^[31]:

$$D = \frac{\Delta \mathcal{E}_D}{\Delta m} \quad (1)$$

Onde,

D é a dose absorvida

\mathcal{E} é a energia média

m é a massa

Diferentes tipos de radiação ionizante variam em como elas interagem com materiais biológicos, assim a dose equivalente é a dose absorvida considerando o grau de eficácia biológica das diferentes radiações. É expressa em uma unidade chamada de sievert (Sv) e calculada pelo produto do fator de peso da radiação e a dose absorvida pelo tecido, como podemos ver na equação 2, abaixo^[31]:

$$H_{TR} = W_R \cdot D_{TR} \quad (2)$$

Onde,

H_{TR} é a dose equivalente

W_R é o fato de peso da radiação

D_{TR} é a dose absorvida pelo tecido

Sabendo que diferentes tecidos e órgãos podem variar em como respondem a um determinado tipo de radiação, a dose efetiva é a dose equivalente ponderada para as sensibilidades dos diferentes tecidos. A dose efetiva também é expressa usando o sievert (Sv) e é calculada pela soma das doses equivalentes nos diferentes órgãos do corpo. A equação 3 mostra como é calculada a dose efetiva^[31]:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (3)$$

Onde,

H_E é a dose efetiva

W_R é o fator de peso do tecido ou do órgão

H_R é equivalente de dose no tecido ou no órgão

Quando se trata da radioterapia, grandeza de maior interesse é a dose absorvida na água por conseguir relacionar efeitos biológicos produzidos pela radiação ionizante, já que os tecidos possuem uma densidade de valor próximo ao da água. Ter essa grandeza como padrão básico é muito útil, pois, é utilizada em todas as etapas da cadeia metrológica^[32].

Levando em conta os pacientes tratados com a braquiterapia, a prescrição precisa conter: a dose total num ponto de referência e os órgãos em risco, o tamanho do volume da dose de referência, o número de fontes e sua distribuição de dose, radionuclídeo e a intensidade da fonte na data de referência^[33].

4.4 Um breve histórico da dosimetria em braquiterapia

Um sistema dosimétrico consiste de três partes principais: regras para distribuir as fontes dentro de um determinado volume (para alcançar uma distribuição de dose aceitável clinicamente), um método para calcular a dose do paciente, e um sistema para prescrição de doses^[34].

Um sistema padrão depende essencialmente de duas etapas: reconstrução da fonte do implante e soma dos padrões de dose das fontes reconstruídas individualmente. Os sistemas convencionais foram baseados nos aplicadores, não na anatomia^[35].

Historicamente, as prescrições de braquiterapia foram declaradas em termos de exposição e taxa de exposição. A braquiterapia intersticial era frequentemente realizada usando as regras do Sistemas de implante Quimby ou Manchester na qual a base para o cálculo do tempo de tratamento foi a área implantada ou volume para obter estimativas de exposição a partir dos critérios de especificação de dose para os arranjos de agulha idealizados descrito pelo sistema. O Sistema Manchester foi desenvolvido para fontes de rádio, mas por causa de sua complexidade e a impossibilidade de uso em implantes de volume pequeno, Quimby desenvolveu um método de terapia intersticial em que agulhas de atividades lineares iguais são distribuídas uniformemente por todo o volume de interesse. Este sistema foi particularmente adequado para as agulhas americanas padrão^[34,35].

Já o Sistema de Paris foi descrito em conjunto com um diagrama de caracol para facilitar o processo de cálculo. Esse diagrama contém informações sobre uma variedade de taxas de dose para um padrão intensidade de fonte linear de 1 mCi/cm para uma série de comprimentos da fonte. Alguns princípios dessa técnica são: as fontes ativas devem ser paralelas e retas; as linhas devem ser equidistantes; a linha ou plano no qual os pontos médios das fontes devem estar em ângulos retos com o eixo de cada fonte e a atividade linear das linhas deve ser uniforme ao longo do comprimento de cada linha e idêntica para todas as linhas^[15,36].

O TG-43 foi desenvolvido em 1995 por meio de sistemas computadorizados de planejamento de tratamento para substituir as abordagens antiquadas, como o Sistemas Manchester e Paris. Este método depende da superposição de fonte única, distribuições de dose obtidas em um phantom de água líquida com um volume fixo para espalhamento de radiação^[34,38].

4.5 Formalismo para Dosimetria em Braquiterapia (AAPM TG-43)

A dosimetria estuda métodos para calcular a dose de radiação ionizante. No caso da braquiterapia, a dosimetria é utilizada para estabelecer parâmetros de dose em uma determinada distância da fonte.

Para uma maior confiabilidade dos métodos utilizados, atualmente é seguido o protocolo que é a atualização do TG-43 da AAPM (American Association of Physicists in Medicine), que foi publicado originalmente em 1995^[38], para normalizar as práticas dosimétricas de braquiterapia através de um formalismo de cálculo de dose. O protocolo foi amplamente revisado e atualizado em 2004, referido agora como TG43-U1 (Update 1)^[37].

Dentre as mudanças realizadas entre o TG-43 e seu Update, as mais relevantes para este trabalho foram:

- Definição revisada de intensidade de kerma- ar
- Eliminação da atividade aparente para especificação da intensidade da fonte
- Fornecimento da orientação sobre a extrapolação dos parâmetros TG-43 para distâncias tanto maior quanto menor
- Correção de erros e omissões relacionados

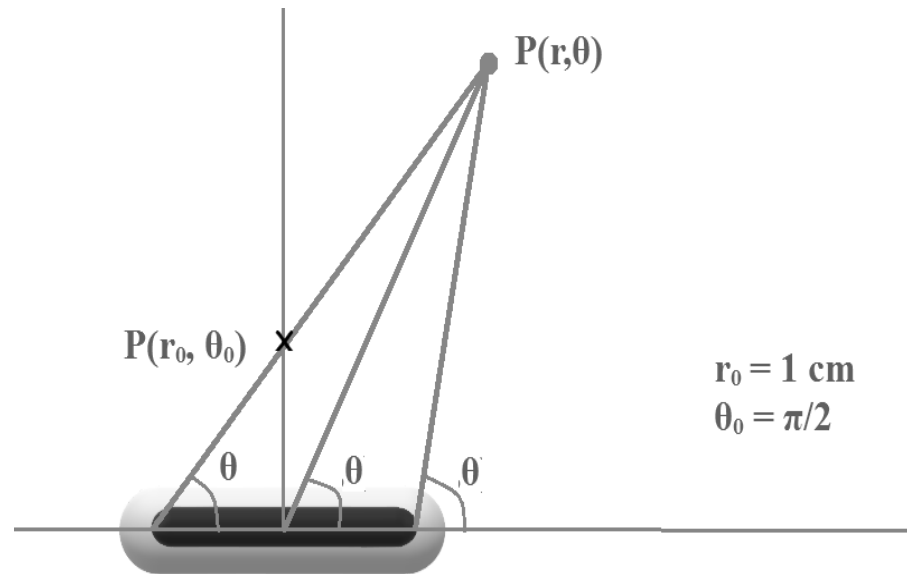
O cálculo da dose recomendado possui dois métodos. Um para fontes pontuais analisadas em uma dimensão e outro para fontes lineares em duas dimensões. A fonte selada é definida como um material radioativo encapsulado. A principal diferença entre as duas é que na fonte pontual a emissão é esférica e simétrica e na fonte linear a geometria é cilíndrica, aproximação dosimétrica pela qual se supõe que a radioatividade seja distribuída uniformemente em um segmento de linha 1D com comprimento ativo. Uma semente é definida como uma fonte selada cilíndrica de braquiterapia tendo um comprimento ativo menor ou igual a 0,5 cm^[37].

Em fontes lineares, que são o caso das sementes usadas em braquiterapia, a distribuição da dose é bidimensional e é descrita em um sistema de coordenadas polares, sendo a principal equação dada pela Equação 4:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (4)$$

O centro da fonte é posicionado na origem do plano cartesiano. As incógnitas r e θ são, respectivamente, a distância do ponto de interesse da origem e o ângulo que se encontra o ponto de interesse. O ponto de referência é definido por r a um centímetro da fonte e θ em um ângulo de 90° , como é ilustrado na Figura 8 a seguir:

Figura 8 – Sistema de coordenadas utilizado para cálculos de dosimetria em braquiterapia.



Fonte: autora da dissertação.

Os parâmetros da equação são definidos como:

- $\dot{D}(r, \theta)$ é a taxa de dose em função da distância e o ângulo do centro da fonte, sua unidade é em $cGyh^{-1}$

- S_k é a intensidade de kerma-ar, refere-se à intensidade da fonte, calculada como a taxa ar-kerma no vácuo a uma determinada distância da fonte multiplicada por essa distância ao quadrado. Dessa maneira, esse parâmetro exibe um valor de intensidade para diferentes fontes de referência.

Por conveniência, a unidade da intensidade de kerma-ar é indicada pelo símbolo U onde 1 U é equivalente a $1 \mu Gy m^2 h^{-1}$ ou $cGy cm^2 h^{-1}$.

- Λ é a constante de taxa de dose e tem como objetivo descrever a taxa de dose no ponto de referência e relacioná-la com a intensidade do ar-kerma.

A equação para encontrarmos este valor é dada pela Equação 5:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (5)$$

Logo, sua unidade é $cGyh^{-1}U^{-1}$, que se reduz para cm^{-2} .

• $G_L(r, \theta)$ é a função de geometria que representa a variação da dose devido à conformação geométrica da propagação de fótons. O protocolo seguido recomenda o uso de modelos de fonte pontual e de linha dando origem as seguintes funções de geometria, dada pelas Equações 6 e 7:

$$G_P(r, \theta) = r^{-2} \rightarrow \text{para fonte pontual} \quad (6)$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L \text{rsen } \theta} \text{ se } \theta \neq 0 \\ (r^2 - \frac{L^2}{4})^{-1} \text{ se } \theta = 0 \end{cases} \rightarrow \text{para fonte linear} \quad (7)$$

Onde β é o ângulo, em radianos, subtendido pelas pontas do fonte de linha hipotética em relação ao ponto $P(r, \theta)$.

• g_r é a função da dose radial; é considerada a queda da taxa de dose pelo componente radial no eixo transversal da fonte, levando em consideração a absorção e a dispersão no meio. É calculada pela Equação 8 a seguir:

$$g_r = \frac{D(r, \theta_0)}{D(r_0, \theta_0)} \cdot \frac{G_L(r_0, \theta_0)}{G_L(r, \theta_0)} \quad (8)$$

A unidade da função de dose radial é dada em cm^{-2} .

• $F(r, \theta)$ é a função de anisotropia, que representa a variação da dose em função do ângulo polar. É representada pela Equação 9.

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)}{D(r, \theta_0)} \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)} \quad (9)$$

Se substituirmos alguns valores na equação principal da taxa de dose pelas equações de cada parâmetro, ficaríamos com a Equação 10:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k} \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot \frac{D(r, \theta_0)}{D(r_0, \theta_0)} \cdot \frac{G_L(r_0, \theta_0)}{G_L(r, \theta_0)} \cdot \frac{D(r, \theta)}{D(r, \theta_0)} \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)} \quad (10)$$

É possível notar que conseguiríamos cortar todos os parâmetros e que sobraria apenas a Equação 11:

$$\dot{D}(r, \theta) = D(r, \theta) \quad (11)$$

Dessa forma, conseguimos notar que tais parâmetros servem para descrever como a dose é distribuída no espaço a fim de que o ponto de interesse receba a dose pretendida.

4.6 Wide Angle Free-Air Chamber

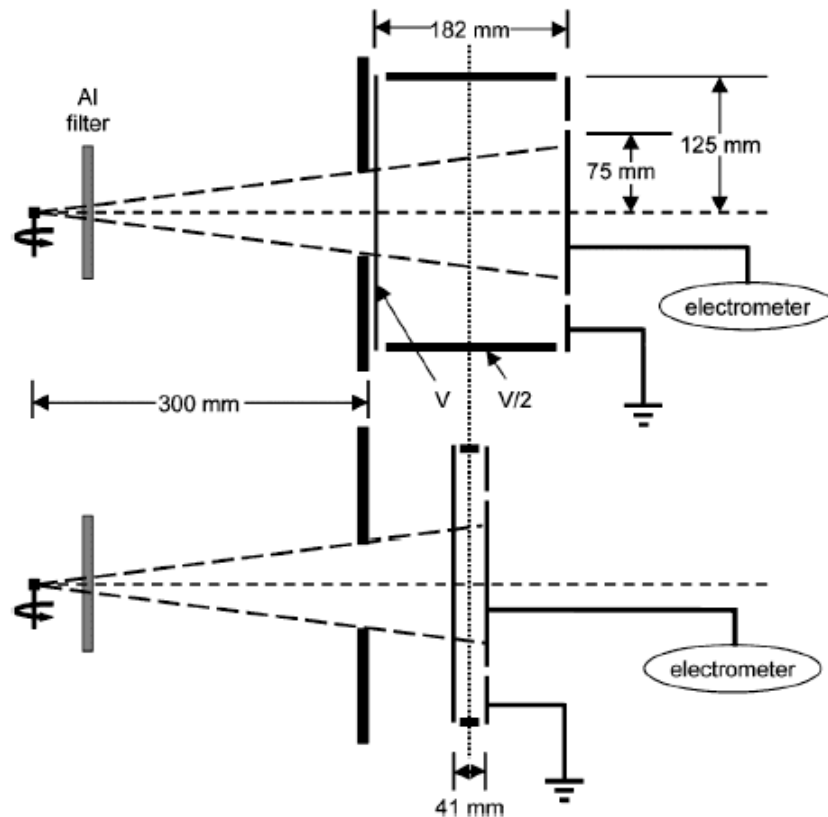
O *Wide Angle Free-Air Chamber* (WAFAC) é o atual instrumento padrão do NIST para a caracterização de fontes de braquiterapia.

O NIST, sigla para *National Institute of Standards and Technology*, tem como seu principal intuito é realizar a metrologia, e estabelecer os padrões e a tecnologia a fim de aumentar a segurança e a qualidade de vida^[39].

O WAFAC é uma câmara cilíndrica com simetria circular em torno do eixo do feixe. Entre seus componentes, o WAFAC possui um feixe que entra no dosímetro através de uma abertura circular de 8 cm localizada a 30 cm da fonte. Nele, há um filtro de alumínio que é colocado entre a fonte e o dosímetro para eliminar os raios X que são provenientes do encapsulamento da fonte. A variação do volume ativo do dosímetro permite a correção dos efeitos induzidos pela medição, como os induzidos pelos eletrodos de PET aluminizado^[39,40].

A disposição do equipamento é ilustrada na Figura 9.

Figura 9 – Configuração de medição WAFAC.



Fonte: AAPM TG-43U1.

O valor real da intensidade de kerma no ar (S_K) deve ser medido para a semente real em um laboratório de referência, como o NIST. E é esse valor que precisa ser usado para caracterizar a semente^[34].

4.7 Filmes Radiocrômicos

Os filmes dosimétricos tornaram-se uma grande ferramenta para a garantia de qualidade em radioterapia. Tanto para processos clínicos ou para fins de pesquisa, os filmes radiocrômicos possuem aplicações em braquiterapia, radiologia diagnóstica. É um detector de radiação bidimensional e dispõe de uma camada ativa composta por cromóforos, responsáveis por alterar sua estrutura e assim sua densidade óptica quando expostas a irradiação. Ao ser irradiado, o filme passa por processos químicos que alteram sua cor, tendendo ao escurecimento, como conseguimos notar na Figura 10 abaixo^[41-45].

Figura 10 – Filmes radiocrômicos irradiados com aumento sucessivo de dose.

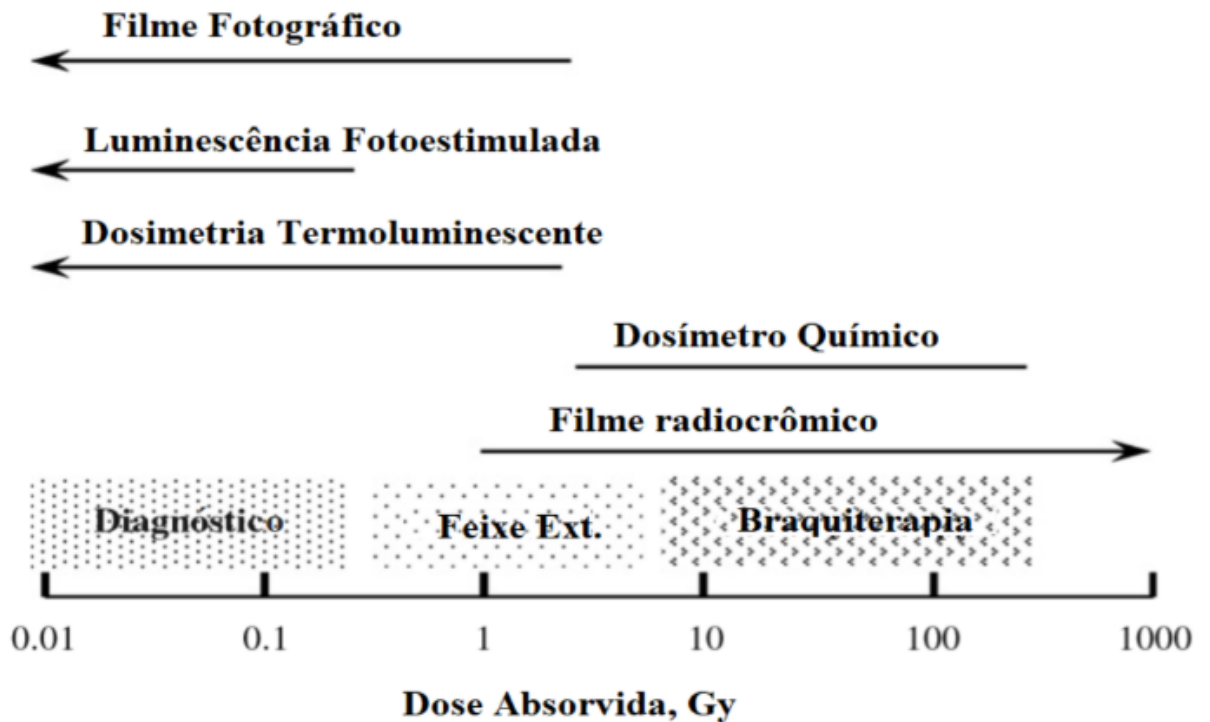


Fonte: SILVA, 2013.

Pode-se levantar uma curva de calibração, para relacionar a densidade óptica do filme a uma dose específica. A análise é feita através de canais de cor: vermelho, verde e azul, onde cada um responde a diferentes faixas de dose^[41].

Esses filmes têm diversas vantagens em comparação com outros tipos de dosímetros, pois têm equivalência com o tecido humano, já que respondem à radiação de forma similar à água; possuem facilidade ao serem manuseados, sendo que podem admitir vários tamanhos e são maleáveis; possuem pouca sensibilidade à luz; e por fim, têm uma correspondência em relação às doses entregues em braquiterapia, como podemos ver na Figura 11, a seguir^[42]:

Figura 11 – Doses absorvidas entregues em procedimentos médicos típicos e intervalos de dosímetros passivos.



Fonte: SOARES, C. G., 2007.

4.8 Métodos utilizados para trabalhar com filmes radiocrômicos

Os sistemas de dosimetria de filmes consistem em três componentes: o modelo de filme utilizado, o densitômetro de varredura e o protocolo de digitalização^[46].

Existem diferentes métodos e técnicas que podem ser utilizados para trabalhar com os filmes. As suas particularidades quanto as inovações estão descritas abaixo^[47]:

- O método proposto por Aland et al., chamado de método netOD polinomial, garantiu que a orientação de cada pedaço de filme fosse mantida a mesma, com o centro do filme colocado no centro da mesa do *scanner*. Os filmes foram escaneados antes e depois da irradiação para que correções pudessem ser feitas para quaisquer não uniformidades no filme e no *scanner*. Os pedaços de filme foram escaneados individualmente, alinhando o centro do filme às marcações no quadro e

em ordem aleatória. As varreduras foram realizadas no modo de transmissão. Para os pedaços de filme de calibração e uniformidade, o canal vermelho foi então usado para obter o valor de pixel para as varreduras de antes e depois da irradiação^[47,48].

- O método netOD não linear proposto por Devic et al. é muito semelhante ao método polinomial netOD. A principal diferença é que um ajuste não linear é usado para criar a curva de calibração^[47,49].
- No método de Hu et al., após a irradiação, o filme foi digitalizado no modo de transmissão e convertido para uma imagem JPEG em escala de cinza de 16 bits. Como não houve pré irradiação, foi subtraído o valor de pixel na dose de 0 cGy para cada pedaço de filme e uma curva de calibração linear foi estabelecida. Esse método pode ser traduzido como método de calibração de valor de pixel linear^[47,49].
- Butson et al. traz o método de varredura reflexiva, no qual o filme foi digitalizado no modo reflexivo, o que significa que a digitalizadora é colocada em modo de reflexão com um fundo de branco. Neste método também não foi feita a leitura do filme não irradiado. O canal de cor vermelha foi usado para análise^[47,50].
- A nova forma de curva de calibração proposta por Tamponi et al. usa a razão das densidades ópticas líquidas contra a dose e cria o método de razão netOD^[47,51].
- O método do valor de pixel normalizado foi proposto por Yao et al. Este método envolve pegar um valor de pixel normalizado e criando uma curva de calibração com um ajuste. O mesmo procedimento de digitalização do método de digitalização reflexiva foi utilizado^[47,52].

E. Spelleken et al nos fornece uma tabela que providencia um resumo de como as técnicas e métodos utilizados diferem entre si. A Tabela 2 serve para compararmos e avaliarmos as vantagens e limitações de cada método^[47].

Tabela 2 – Resumo das técnicas usadas para calibração de filme por diferentes métodos publicados.

	Método netOD não linear	Método netOD polinomial	Método de calibração de valor de pixel linear	Método de varredura reflexiva	Método de razão netOD	Valor de pixel normalizado método
Autor	Devic et al.	Alan et al.	Hu et al.	Butson et al.	Tamponi et al.	Yao et al.
Método de digitalização	Transmissão	Transmissão	Transmissão	Refletiva	Transmissão	Refletiva
Digitalização pré e pós-irradiação?	Sim	Sim	Não	Não	Sim	Não
Formato de arquivo de imagem	TIFF	TIFF	JPEG	TIFF	TIFF	TIFF
Canal de cor	Vermelho	Vermelho	Escala de cinza	Vermelho	Vermelho	Vermelho
Parâmetro de calibração de dose	netOD	netOD	Valor de pixel	Densidade óptica reflexiva (ROD)	Relação de netOD	Valor de pixel normalizado
Ajuste de calibração	Sim	Sim	Não	Não	Sim	Não

Fonte: E. Spelleken et al

Este trabalho foi realizado de acordo com os métodos de Yao et al em relação ao valor de pixel normalizado.

4.8.1 Método de um canal de cor

O princípio do filme radiocrômico é uma mudança de cor conforme a exposição à radiação. Assim, é possível considerar que a resposta do filme radiocrômico EBT3 é caracterizada pela densidade óptica líquida (netOD).

A lei de Lambert–Beer estabelece uma relação entre a absorbância de uma solução e a sua concentração, quando atravessada por uma radiação luminosa monocromática colimada (raios luminosos paralelos).

A densidade óptica líquida (*netOD*) está relacionada à intensidade (*I*) pela lei de Lambert-Beer conforme indicado pela Equação 12:

$$netOD = -\log_{10} \frac{I}{I_0} \quad (12)$$

Onde,

NetOD → densidade óptica líquida

I → leitura do filme exposto

*I*₀ → leitura do filme antes da exposição

Substituindo a leitura do filme exposto por valores de pixel, encontramos a equação 13:

$$netOD = -\log_{10} \frac{PV_{antes}}{PV_{depois}} \quad (13)$$

Que utilizando as propriedades logarítmicas, podemos transformar na Equação 14:

$$netOD = \log_{10} PV_{depois} - \log_{10} PV_{antes} \quad (14)$$

Os valores de densidade são derivados de valores de resposta do *scanner* de 16 bits, os valores de pixel $PV_x(D)$ com *x* sendo igual a R, G, B na Equação 15 tornam-se:

$$X(D) = \left(\frac{PV_x(D)}{65535} \right) \quad (15)$$

Elsa Y. León Marroquin e seu grupo, resumiram na Tabela 3, as incertezas de dose relativas a cada canal de cor, mostrando que o canal de cor vermelho era o mais recomendado e com menos incertezas agregadas. Considerando isso, o método de cor vermelho foi escolhido para calibrar e fazer a leitura dos filmes^[53].

Tabela 3 – Resumo de incertezas de dose em porcentagem (%).

Característica	Canal vermelho	Canal verde	Canal Azul
Curvas de resposta e procedimento de ajuste	2.6	4.3	4.1
Resolução de dose do sistema	1.8	2.3	3.1
Reprodutibilidade do filme	0.2	0.3	0.3
Uniformidade do filme	0.2	0.3	0.3
Orientação relativa do filme	6.2	2.7	3.3
Reprodutibilidade da resposta do scanner	0.3	0.3	0.3
Homogeneidade na cama do scanner	2.0	3.0	4.5
Incerteza Total	3.2	4.9	5.2

Fonte: ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5874103/

4.9 Matlab

O MATLAB® é um software líder na área de computação numérica e científica, adotado como ferramenta padrão de desenvolvimento pelas principais universidades e empresas. É um programa focado em matrizes (o nome MATLAB vem do inglês 'MATrix LABoratory), em que os problemas são escritos em notação matemática e solucionados por meio de cálculos computacionais eficazes^[54].

Aplicações típicas deste software incluem:

- Matemática e computação;
- Desenvolvimento de algoritmos;
- Aquisição e análise de dados;
- Visualização de resultados;
- Modelamento, simulação e prototipação;
- Desenvolvimento de aplicativos.

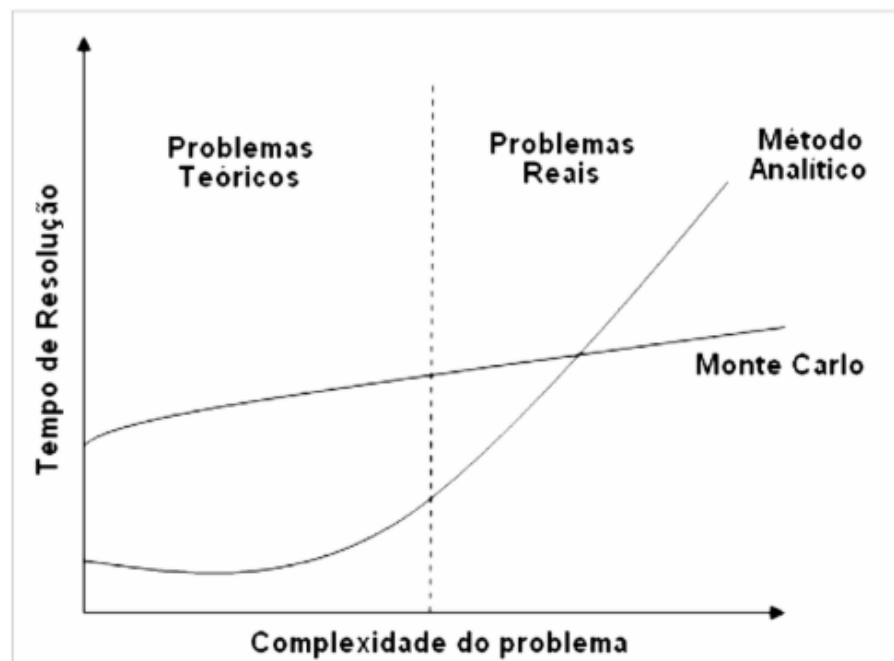
Neste contexto, os recursos do MATLAB® 7 podem ser divididos em cinco grandes categorias:

1. Ambiente de desenvolvimento
2. Biblioteca de funções matemáticas do MATLAB®
3. Linguagem de programação MATLAB®
4. Recursos gráficos do MATLAB®
5. MATLAB® 7 Application Program Interface (API)

4.10 Monte Carlo

A Simulação de Monte Carlo é um método usado para estimar o valor de uma quantidade desconhecida utilizando princípios de estatística inferencial. Este método parte do princípio que a soma de eventos simples pode delinear um processo complexo. Através do método analítico, a elevação da complexidade torna o processo muito demorado e em comparação a outros métodos, o Método de Monte Carlo leva muitas vantagens, como é observável na Figura 12^[55].

Figura 12 – Tempo de resolução por complexidade do problema para métodos computacionais analíticos e pelo método de Monte Carlo.



Fonte: Alex F. Bielajew (Univ. Michigan).

Este método é útil para diversas áreas do conhecimento humano, como: matemática, física, economia, computação. Na física é usado em dinâmica de fluidos, processamento de sinais, modelagem molecular, física quântica, astrofísica, transporte de partículas, entre outros. O interesse na utilização do Monte Carlo para este projeto é estudar o transporte de partículas, e o código mais reconhecido e utilizado para tal é o MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code), na qual será utilizada a versão MCNP4C^[56].

Este programa é desenvolvido pelo Los Alamos National Laboratory, que pertence ao Departamento de Energia dos Estados Unidos, e surgiu no fim da Segunda Guerra Mundial como parte do projeto Manhattan a fim de estudar a fundo as armas nucleares existentes na época. Dentro deste contexto, o código MCNP foi desenvolvido um pouco mais tarde, em 1957, com intuito de ampliar os entendimentos sobre fissão nuclear e criticalidade.

Anos se passaram e o MCNP ganhou novas funções e versões:

- MCNP4: versão padrão;

- MCNP5: funções adicionadas sobre o MCNP4;
- MCNPX: o nome vem de extended, simula grande variedade de partículas;
- MCNP6: versão atual, combina todos os benefícios do 5 e do X.

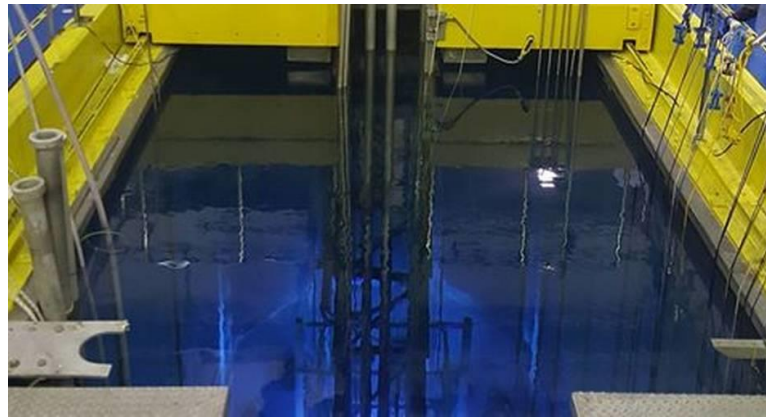
A finalidade é utilizar o método de Monte Carlo como parâmetro para verificação dos resultados obtidos no método prático.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Semente de Iodo-125

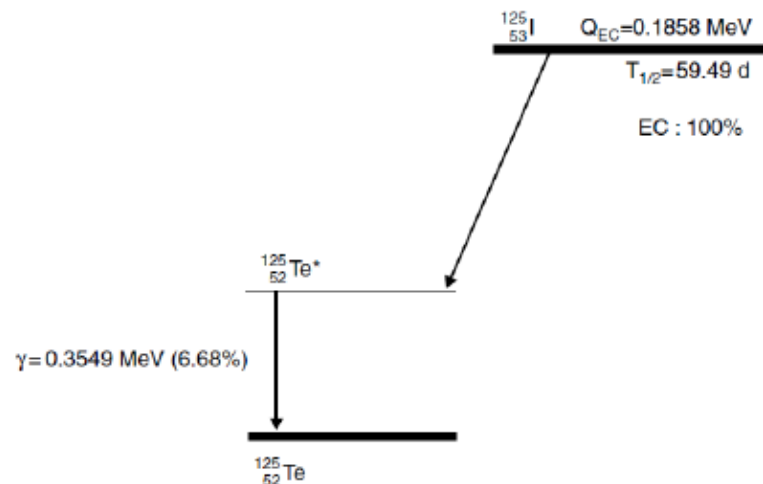
No Brasil, o iodo-125 é produzido no reator nuclear IEA-R1, localizado no IPEN, ilustrado na Figura 13. O iodo-125 é gerado pela absorção de um nêutron pelo xenônio-124 e posterior decaimento via captura eletrônica: ele decai em, aproximadamente, 59,4 dias, por captura eletrônica para o primeiro estado excitado do telúrio-125, na Tabela 4, que também pode ser melhor visualizado na Figura 14. [38,57,58].

Figura 13 – Reator Atômico IEA-R1: refrigeração e moderação feita com água.



Fonte: IPEN

Figura 14 – Diagrama esquemático do decaimento do iodo-125.



Fonte: Nuclear Data Sheets (2011).

Tabela 4 – Características físicas do radionuclídeo iodo-125.

Características físicas do radionuclídeo Iodo-125	
Modos de decaimento	Captura eletrônica para o primeiro estado excitado de Te-125 Desexcitação via emissão gama (7%) e conversão interna (93%) Raios X fluorescentes após captura eletrônica e conversão interna
Energia de fótons emitidos - keV (número de fótons por decaimento)	27,4 (1,15). 31,4 (0,25). 35,5 (0,067).
Média de número de fótons por decaimento	1,14
Meia-vida	59,4 dias

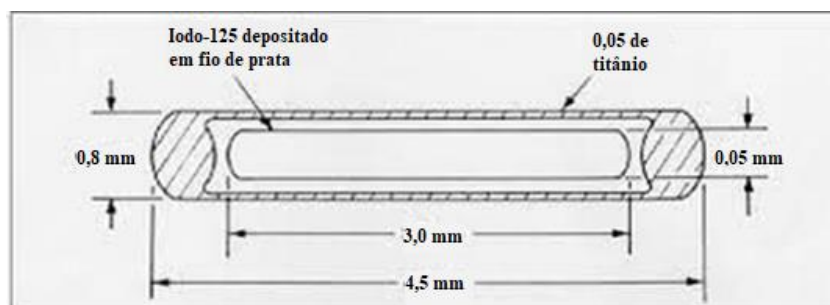
Fonte: RAVINDER, N.; et al, 1995.

As sementes de iodo-125 serão produzidas pelo IPEN, a fim de baratear os custos que são muito altos pela importação com a intenção de conseguir atender uma maior parcela da população^[12].

A semente é composta por um núcleo, fio de prata onde o iodo-125 é depositado e posteriormente é encapsulado em titânio^[12].

As dimensões da capa de titânio são 0,8 mm de diâmetro externo, 0,05 mm de espessura e 4,5 mm de comprimento. O fio de prata possui 3,0 mm de comprimento, 0,5 mm de diâmetro, como podemos ver na Figura 15^[12].

Figura 15 – Modelo de semente de iodo-125.



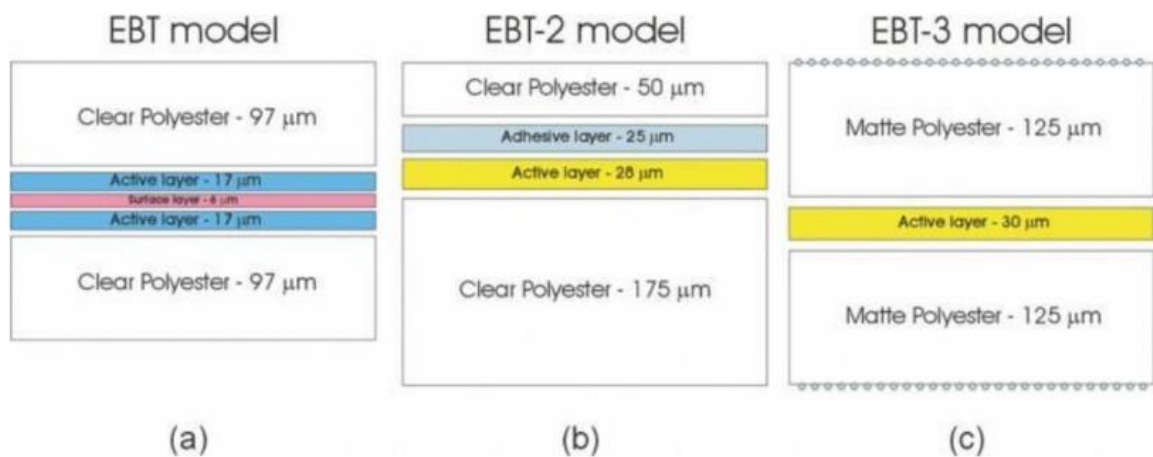
Fonte: ROSTELATO, M.E.C.M.

A atividade característica da semente é 0,5 mCi (18,5 MBq) de iodo-125, como uma variação dentro de $\pm 5\%$ no mesmo lote de sementes^[12].

5.2 Filmes Radiocrômicos

Os filmes utilizados foram da *Gafchromic*, modelo EBT-3, um lançamento resistente a água, mais estável a luz ambiente, sem processamento requerido. Na Figura 16, apresenta-se as diferenças na composição dos filmes do modelo EBT^[59].

Figura 16 – Construção dos modelos EBTs dos filmes radiocrômicos *Gafchromic*.



Fonte: DEVIC, S.; et al, 2012.

Quando comparado com os filmes *Gafchromic* anteriores como o MD-55, eles contêm cristais monoméricos. Porém, a organização dos cristais em filmes do tipo EBT é mais semelhante a pelos, o que concede uma maior sensibilidade. Os filmes EBT utilizam os mesmos componentes de emulsão ativa e suas respostas à radiação nos canais de cor vermelha e verde são semelhantes. A adição de corante marcador amarelo nos modelos EBT-2 e EBT-3 causa um aumento da resposta do canal azul que é vantajoso para a correção de múltiplos canais. Em comparação com o modelo EBT-2, o EBT-3 possui simetria nas suas camadas, portanto não tem preferência em relação ao posicionamento. Além disso, agora

como novidade, possui uma proteção para evitar artefatos na imagem, como os anéis de Newton^[60,61].

Apesar de diversos benefícios e vantagens em comparação com outros tipos de dosímetros, os filmes EBT-3 são ainda muito delicados em muitos aspectos e necessitam de cuidado em sua manipulação. Devido a gordura da pele se aderir a eles com facilidade, foi necessária a utilização de luvas adequadas; também necessitaram ser limpos com cautela antes de serem utilizados.

Durante todo o processo, os filmes foram manuseados com a luz controlada a fim de não haver interferência. Para a calibração, os filmes do lote #09071601 foram cuidadosamente cortados em 3 cm por 3 cm, com uma guilhotina de papel, onde apenas o quadrado central de 1 cm por 1 cm foi considerado, já que marcas de pressão dos dedos e defeitos no corte poderiam alterar a leitura do filme. As bordas de cada filme foram numeradas com uma caneta permanente com o cuidado para que a orientação e o alinhamento permanecessem os mesmos durante todo o processo com o intuito de evitar o efeito de polarização.

Suportes de PMMA foram utilizados para a irradiação dos filmes. Para o processo de calibração, os filmes foram cortados em pedaços com a mesma largura do suporte e o posicionamento vertical do filme em relação aos suportes de PMMA começava em 8,5 cm e terminava em 11,5 cm, como é possível ver na Figura 17:

Figura 17 – Suportes de PMMA desenvolvidos para irradiação dos filmes na fonte panorâmica de Cobalto-60 com os filmes fixados.



Fonte: autora da dissertação.

Foram utilizados quatro filmes para cada dose irradiada, que foram escolhidas a partir da leitura exponencial do filme: 0,10 Gy; 0,25 Gy; 0,50 Gy; 0,75 Gy; 1,00 Gy; 1,50 Gy; 2,00 Gy; 2,50 Gy; 3,00 Gy; 4,00 Gy; 5,00 Gy; 7,00 Gy; 10,00 Gy; 15,00 Gy e 20,00 Gy. A irradiação foi realizada no Irradiador Multipropósito de Cobalto-60 do CRT-IPEN, e após 24 horas, um tempo seguro para que a resposta do filme não se alterasse mais com o tempo, cada dosímetro foi escaneado no total de cinco vezes.

5.3 Scanner

Para fazer a leitura do filme, é necessário um *scanner*. Mesmo que não tenha sido projetado com esse objetivo, é comum vermos que *scanner* de documentos são utilizados para a leitura de filmes^[62-64].

E. Spelleken et al. (2018) fez a avaliação de dois *scanners* diferentes, que foram propostos por Aland et al. e Devic et al, respectivamente: a EPSON Perfection V800 e a EPSON Expression 10000XL. Eles mostraram que os dois métodos produziram resultados inferiores a 2% de incerteza geral para ambos os *scanners* e faixas de dose^[65].

Neste projeto foi utilizado o *scanner* EPSON Expression XL11000, uma evolução do modelo analisado, que possui resolução de 2.400 dpi x 4.800 dpi (horizontal x vertical) e profundidade de cor de entrada: 16 bits cor/16 bits monocromáticos, e de saída: 48 bits cor/48 bits monocromáticos. O modelo é representado pela Figura 18^[66].

Figura 18 – *Scanner* EPSON Expression XL11000.



Fonte: Site da EPSON.

Para assegurar a orientação e posição dos filmes na digitalizadora, foi feita uma espécie de moldura com uma folha A3 milimetrada (297 por 420 mm), onde um recorte centralizado foi feito para que o filme fosse perfeitamente encaixado (3 por 3 cm), sem que saísse do lugar.

A fim de garantir o mínimo de impurezas na tela do *scanner*, antes e depois das leituras, a tela foi limpa com álcool isopropílico, que por ser incolor e ter secagem rápida, é recomendado para higienização de equipamentos eletrônicos.

Cada um dos quatro filmes referentes a uma dose específica foi escaneado cinco vezes, ou seja, 20 imagens por valor de dose.

5.4 Arranjo para a caracterização da semente de Iodo-125 com filmes radiocrômicos

A fonte e o filme são colocados dentro do phantom. O CETER possui placas de Real Water RW1 (30 cm por 30 cm) e o filme é inserido entre as placas centrais. O filme (de dimensões 20,32 cm por 25,4 cm) é cortado em 15 cm por 25 cm e a semente é centralizada horizontalmente, sendo que, verticalmente, metade dela está dentro do filme e metade fora, já que a semente é simétrica.

A placa central do phantom tem uma pequena cavidade onde a semente se encaixa perfeitamente, e o posicionamento do filme é em relação a ela.

O tempo de exposição é calculado com base na: simulação de Monte Carlo e na calibração do filme. O filme foi calibrado de 0,1 Gy até 20 Gy e é necessário encontrar com auxílio do MCNP o tempo de exposição para que as doses ao longo do filme estejam dentro dessa faixa; para obter este valor é preciso saber a atividade da fonte.

5.5 Objeto Simulador

Conforme a sugestão do TG-43U1, é recomendado que haja um material tecido-equivalente para a realização da dosimetria. O CETER possui placas de Real Water RW1 (fabricadas pela PTW), que possui composição e densidade que

simulam a água no espalhamento de dose, se aproximando do resultado esperado para o tecido humano.

A composição atômica do RW1 é de 0,132 de hidrogênio, 0,794 de carbono, 0,0381 de oxigênio, 0,0091 de magnésio, 0,0268 de cálcio, com um número atômico médio 5,53 e densidade 0,970 g/cm. Quando a RW1 é comparada com outros objetos simuladores do mercado, conseguimos ver na Tabela 5 que a RW1 leva vantagem na semelhança com a densidade da água.

Tabela 5 – Composição atômica por percentual de massa em materiais de phantoms analisados.

	Água	RW1	RW3	Solid Water	PMMA
C	-	79,40	90,40	67,20	59,98
H	11,20	13,20	7,60	8,10	8,05
O	88,80	3,80	0,80	19,90	31,96
N	-	-	-	2,40	-
Ti	-	-	1,20	-	-
Mg	-	0,90	-	-	-
Cl	-	2,70	-	0,10	-
Ca	-	-	-	2,30	-
$\rho(\text{g/cm}^3)$	0,998	0,970	1,045	1,036	1,190
Z_{eff}	7,42	7,14	-	7,38	6,47

Fonte: M. Hermida-López et al.

Quando a composição do material contém principalmente átomos de C e H, a equivalência com a água pode ser estabelecida pela adição de átomos de maior número atômico. Markus (1956) combinou CaCO e MgO com parafina para fazer um material equivalente a água. Hermann (1995) substituiu a parafina por polietileno, mas manteve os aditivos inorgânicos CaCO e MgO, para desenvolver um novo material equivalente a água, com propriedades mecânicas melhoradas, o RW1^[67,68].

O phantom RW1 é declarado como sendo equivalente a água por dentro de 1–5,5% na faixa de energia de raios X de 10–100 kV^[68].

Hermida-López et al realizou simulações no Monte Carlo para estudar as influências do material de phantoms nos filmes radiocrômicos da *Gafchromic*, no modelo EBT3. O filme EBT3 mostrou dependência de energia da dose absorvida razoavelmente constante quando irradiado em água. Se a dose na água no phantom for considerada, a diferença máxima da dependência energética do filme EBT3 com os phantoms sólidos estudados em relação à água é de cerca de 6% (a uma energia de 50 keV). A dependência energética geral relatada do filme EBT3 em água em energias abaixo de 100 keV é principalmente devido à dependência energética intrínseca^[69].

5.6 Irradiador Multipropósito

A irradiação dos filmes radiocrômicos foi realizada no Irradiador Multipropósito que se localiza no CETER-IPEN, com sua fonte panorâmica de Cobalto-60, como é ilustrado na Figura 19.

A instalação se encarrega de testar e calibrar os equipamentos e de mapear a dose do irradiador e dos produtos. Com capacidade máxima para 37PBq, sendo considerado um irradiador compacto^[70].

Figura 19 – Irradiador Multipropósito do CETER-IPEN.



Fonte: Site do IPEN.

5.7 MATLAB

Neste trabalho, este software foi utilizado principalmente para o desenvolvimento da curva de calibração, onde foi feita a análise de cada dosímetro. Nele, as imagens obtidas pelo *scanner* foram recortadas em quadrados e 1 cm por 1 cm; foi realizada a subtração do filme antes da irradiação e pós irradiação. Finalmente, foi feita a média do canal de cor vermelho de cada pixel do filme, para levantar a curva de calibração, relacionando o canal de cor vermelho com a dose absorvida pelo filme.

5.8 Monte Carlo

Para ser feita uma simulação, utilizando o MCNP, é necessário a criação de um arquivo de entrada que possui uma estrutura composta por blocos de: superfície, células e dados. Cada bloco tem uma função específica, como definir as superfícies geométricas do experimento a ser simulado, combinar as formas geométricas e definir os parâmetros da física que serão estudados^[71].

5.8.1 Tallies

O MCNP possui tallies distintos relacionados à corrente de partícula, fluxo de partícula e deposição de energia. As correntes podem ser calculadas em função da direção em qualquer conjunto de superfícies, segmentos de superfície ou soma de superfícies no problema. A carga pode ser calculada para elétrons e pósitrons. Fluxos em qualquer conjunto de superfícies, segmentos de superfície, soma de superfícies e em células, segmentos de células ou soma de células também estão disponíveis^[71].

Os tallies são identificados por tipo de contagem e tipo de partícula e recebem os números de um a oito juntamente com um designador de partícula :N ou :P ou :E (o tally tipo 6 e o tipo 8 apresentam exceções). Os cartões podem receber um multiplicador, representado por um asterisco (*), convertendo o resultado em energia, explicitado na Tabela 6 a seguir^[71]:

Tabela 6 – Descrição dos tallies padrões e suas unidades.

Tally Mnemônico	Descrição	Unidades de Fn	Unidades de *Fn
F1:N or F1:P ou F1:E	Corrente de superfície	Partículas	MeV
F2:N or F2:P ou F2:E	Fluxo por uma superfície	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F4:N or F4:P ou F4:E	Traço médio do fluxo por uma célula	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F5a:N ou F5a:P	Fluxo de um detector (pontual ou anelar)	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F6:N or F6:P ou F6:N,P	Energia depositada numa célula	MeV/g	GJ/g
F7:N	Deposição de energia de fissão numa célula	MeV/g	GJ/g
F8:N ou F8:P ou F8:E ou F8:P,E	Pulsos num detector	Pulsos	MeV

Fonte: MANUAL MCNP4.

Em 2016, o grupo de Hamid Reza Baghani determinou os parâmetros dosimétricos de um novo modelo fonte de Iodo-125 com base nas recomendações do protocolo TG-43 (U1) usando simulações de Monte Carlo. Neste estudo foram usados o tally *F8 (energia depositada) para distâncias próximas à fonte e o tally F6 (estimativa do comprimento da trilha de deposição de energia) empregado para distâncias longas devido à existência da condição de equilíbrio eletrônico. Com esse método, o grupo obteve um resultado comparável à outras fontes já consolidadas no mercado^[72].

O tally F8 calcula a resposta levando cada interação em conta. Assim, sua resposta pode ser extremamente útil, mas o tempo computacional que exige é altamente elevado. Adicionando o seu multiplicador, o tally *F8 já concede a

resposta em MeV, e é preciso apenas dividir pela massa da célula para se obtê-la em unidades de dose, que é a unidade que procuramos.

O tally F6 calcula a energia depositada na célula, com unidade de energia por massa, o que coincide com a definição de dose. Realizada a correta conversão de unidades (de MeV/g para J/kg, definição de Gy), obtém-se a dose. O tally *F6 responde em GJ/g, o que facilita a conversão (basta multiplicar a resposta por 10^{12} para obtê-la em Gy).

O tally F4 calcula o fluxo das partículas pela célula. Assim, quando se usa o tally *F4, se calcula a energia média que está atravessando a célula, o que pode ser convertido para dose com a ferramenta correta.

5.8.2 Malhas Sobrepostas Em Tallies (MESH)

As malhas são cartões que possibilitam a definição de uma malha tally sobreposta à geometria da simulação^[73].

O MCNP6 disponibiliza dois tipos de malhas diferentes: o TMESH e o FMESH. O TMESH foi desenvolvido para a versão MCNPX e o FMESH para a versão MCNP5. Tanto o TMESH quanto o FMESH possuem similaridades em seus efeitos, porém com programações diferentes. O cartão utilizado na simulação foi o FMESH^[73].

Os cartões FMESH podem ser usados com os cartões: DE, DF, FC, FM e TR, que são cartões variados que podem desde inserir dados relacionados a geometria, realizar funções acerca da dose ou fazer transformações de coordenadas^[73].

Neste estudo, o FMESH foi utilizado a fim de delimitar pequenas áreas para mensurar as doses em coordenadas polares de acordo com o protocolo TG43-U1, ou seja, para medir a variação de dose a depender do ângulo e da distância da fonte.

A Tabela 7 abaixo é um resumo dos comandos que foram inseridos na simulação^[73].

Tabela 7 – Coordenadas de malha FMESH sobrepostas.

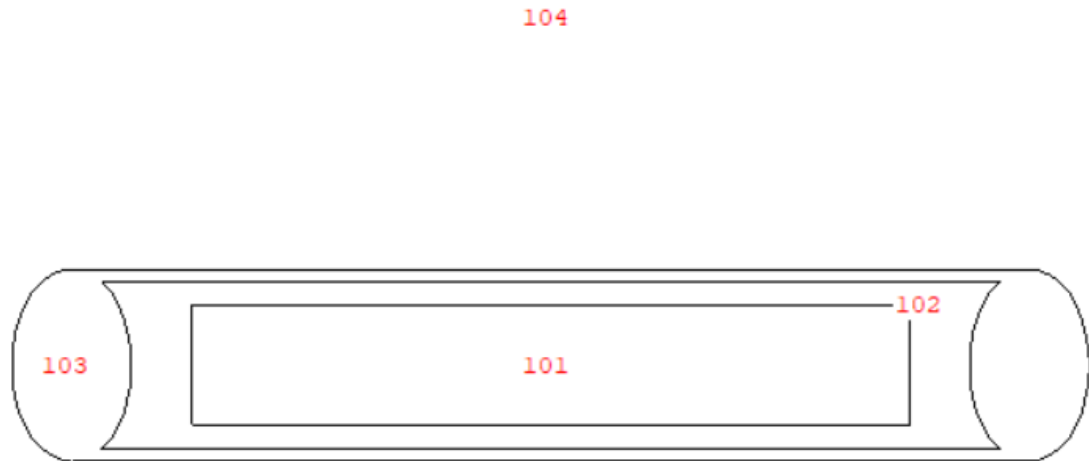
Palavra-chave	Descrição
GEOM	Geometria da malha, seja coordenadas cartesianas (XYZ ou REC) ou coordenadas cilíndrica (RZT ou CYL).
AXS	Vetor que fornece a direção do eixo da malha cilíndrica.
VEC	Vetor definindo, junto com AXS, o plano para $\theta=0$.
ORIGIN	Coordenadas x,y,z da origem da malha em termos da célula geometria.
IMESH	Localizações dos pontos aproximados da malha na direção x para geometria retangular ou na direção r para geometria cilíndrica.
IINTS	Número de pontos refinados da malha dentro da malha imesh, correspondente a direção x para geometria retangular ou na direção r para geometria cilíndrica.
JMESH	Localizações dos pontos aproximados da malha na direção y para geometria retangular ou na direção z para geometria cilíndrica.
JINTS	Número de pontos refinados da malha dentro da malha jmesh, correspondente a direção y para geometria retangular ou na direção z para geometria cilíndrica.
KINTS	Número de pontos refinados da malha dentro da malha kmesh correspondente em a direção z para geometria retangular ou na direção θ para geometria cilíndrica.

Fonte: MANUAL MCNP6

A semente de iodo-125 foi modelada seguindo as dimensões citadas anteriormente e está representada na Figura 20. A composição usada para os materiais é apresentada na Tabela 8. O próprio iodo não foi usado como material na simulação. No modelo de semente adotado, o iodo é depositado no fio de prata e é considerado uma deposição regular em que seu volume é tão pequeno que a presença do iodo como material não interfere na distribuição da dose. Considerou-se antes que a superfície do fio de prata emitia fótons com o espectro de energia

do iodo-125, que foi obtido do National Nuclear Data Center, do Brookhaven National Laboratory baseado no ENSDF e nos Nuclear Wallet Cards.

Figura 20 – Visualização da Semente de iodo-125 pelo programa Vised® indicando o formato da semente e células que definem seu material: prata (101), ar (102), titânio (103) e vácuo/ausência de material (104).



Fonte: Autora da dissertação.

Tabela 8 – Materiais utilizados na simulação.

Material	Densidade	Composição
Encapsulamento de Titânio	4.54 g/cm ³	Ti: 100%
Fio de Prata	10.5 g/cm ³	Ag: 100%
Ar ^[19] (para o espaço livre da semente e detector no S_K)	1.20479 x 10-03 g/cm ³	C: 0.0124% N: 75.5268% O: 23.1781% Ar: 1.2827%
Água	1.00 g/cm³	H₂O: 100%

Fonte: Autora da dissertação

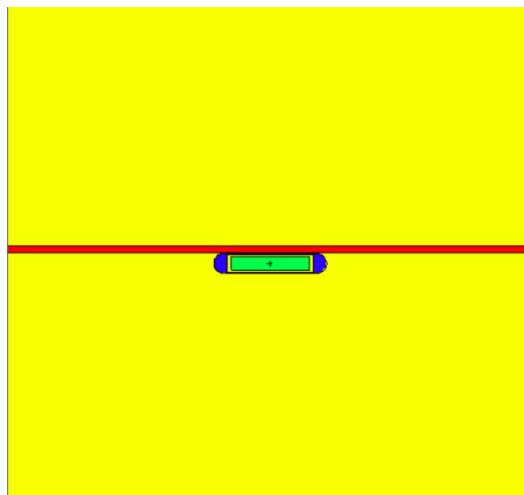
A fim de obter os valores dos parâmetros indicados no TG-43U1, foram realizadas duas simulações:

- Uma para simular a intensidade de kerma-ar (S_K), a semente modelada é colocada no vácuo exceto por um anel de ar com raio de 1 metro e seção transversal de raio de 1 cm colocado concentricamente a ele. A dose para este anel foi calculada utilizando o tally F6 (kerma) tendo 10^8 histórias de partículas, sendo que apenas os fótons foram considerados.
- A segunda simulação serviu para todos os outros parâmetros, com exceção do $GL(r,\theta)$ que tem os valores tabelados. O tally utilizado foi o FMESH4 com o cartão DE/DF que estima a energia média depositada no meio que será convertido para obter a dose absorvida. Foram rastreadas 10^8 partículas (apenas fótons).

Também foi realizada uma simulação no Monte Carlo para visualizar como a dose da semente de iodo-125 se comportaria no filme radiocrômico, se aproximando de como seria feito o experimento real com o dosímetro.

No *input*, a mesma semente simulada para analisar os parâmetros do TG-43 foi posicionada exatamente no centro do filme, tanto na vertical, quanto na horizontal com uma de suas extremidades em contato com o filme, como podemos ver na Figura 21. As medidas do filme permaneceram como o tamanho de fábrica (8" x 10"). Toda a geometria esta situada dentro de uma esfera de água, já que no experimento, tanto o filme quanto a semente ficam inseridos no meio das placas de Real Water que possuem densidade semelhante da água.

Figura 21 – Imagem obtida pelo programa VISED, ilustrando a semente e o filme radiocrômico da forma como foram posicionados na simulação.



Fonte: autora da dissertação.

Foi utilizado o cartão *F8 que conta as energias em uma célula, sendo numericamente igual a dose, já que cada deposição individual de energia pelas partículas é considerada em cada interação. Por este cartão permite um cálculo extensivo da dose, sem a necessidade de aproximações, mas, em contrapartida, ele também demanda um tempo computacional muito maior.

Os materiais e a densidade do filme utilizadas para rodar a simulação foram as mesmas do filme real, obtidas direto do fabricante.

O total de 10000 partículas foram analisadas.

5.9 VISED

Para o MCNP rodar, são necessários dois conjuntos de informações: geometria e física do problema simulado. Em alguns casos, a geometria pode ser a parte mais difícil da simulação, por conter muitos detalhes complexos.

Para facilitar o desenvolvimento e evitar os erros atrelados a geometria, o VISED permite a criação visual de um arquivo de entrada, transformando as equações inseridas no arquivo de entrada em imagens, e permite que o usuário altere as opções de visualização (origem e plano de visualização, zoom, cores, etiquetas, entre outros). É uma ferramenta de visualização que pode ser usada para criar rapidamente modelos de geometria complexa.

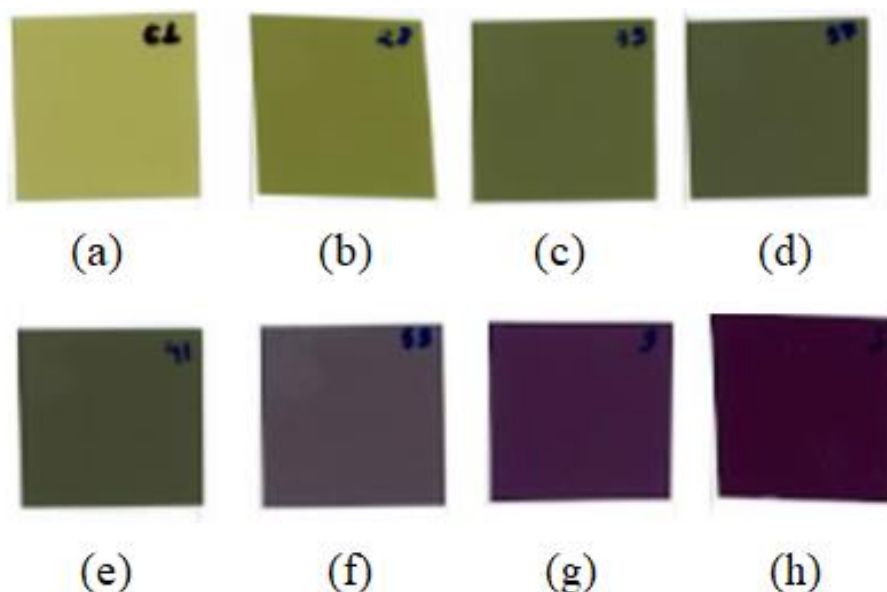
Neste estudo, o Vised foi utilizado para averiguar as simulações e para ilustrar este trabalho, a fim de que a imagem facilitasse a compreensão.

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

6.1 Calibração dos filmes radiocrômicos

Depois de todos os processos da calibração terem sido realizados, obtemos 300 imagens dos filmes após a irradiação. Alguns dos filmes irradiados estão representados na Figura 22, a seguir:

Figura 22 – Exemplos de filmes que foram irradiados com as doses: (a) filme branco; (b) 0,25 Gy; (c) 1 Gy; (d) 1,5 Gy; (e) 2 Gy; (f) 5 Gy; (g) 10 Gy; (h) 20 Gy.



Fonte: Autora da dissertação.

No programa MATLAB® foi feita a análise de cada dosímetro. A área analisada foi de 1 cm por 1 cm. Primeiro foi feita a média das 20 amostras de cada dose por meio de matrizes, sendo duas dimensões da matriz para determinar a posição dos pixels e outra para a cor. A cor de cada pixel é determinada por três canais de cor: o verde, o azul e o vermelho. Os filmes de modelo EBT foram muito estudados e caracterizados para medições de dose usando o canal vermelho e neste trabalho, este canal de cor também foi adotado. Depois, foi subtraído o filme em branco da matriz média dos filmes e então, foi feita a média dos pixels para obter a relação de cor com a dose. Assim, foi possível levantar a curva de calibração deste lote de filmes, que vemos na Figura 23.

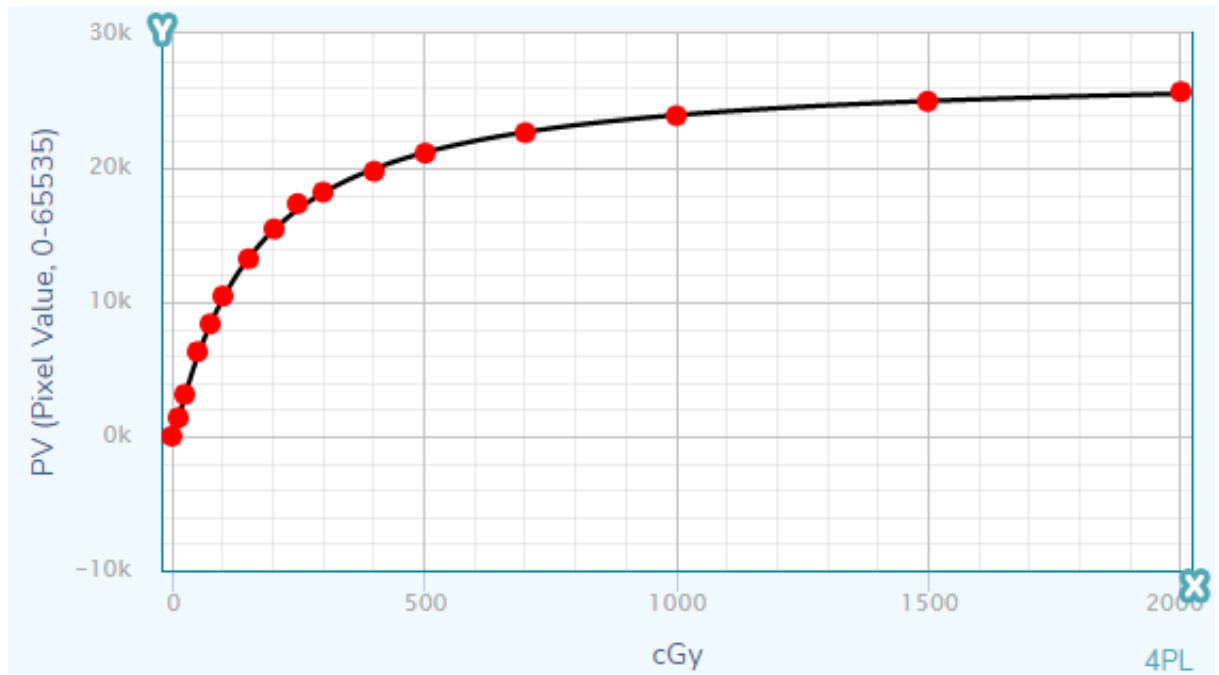
A Tabela 9 apresenta os PV (pixel values) médios obtidos para cada dose. Valores de PV dependem da resolução de cores utilizada para ler a imagem. Foram utilizados 16 bits por canal de cor, logo, eles variam entre 0 e $2^{16} - 1$, ou seja, entre 0 e 65535.

Tabela 9 – Resposta média no canal vermelho dos filmes radiocrômicos para cada dose utilizada na calibração, já subtraídos pelo filme com 0 Gy para tarar a curva no ponto de origem.

Dose (cGy)	Resposta no Canal Vermelho (PV)
0	0
10	1373
25	3105
50	6295
75	8369
100	10452
150	13218
200	15446
250	17325
300	18184
400	19745
500	21093
700	22620
1000	23886
1500	24950
2000	25672

Fonte: autora da dissertação.

Figura 23 – Curva de dose-resposta para o filme radiocrômico.



Fonte: Autora da dissertação

O gráfico foi obtido usando o site MyCurveFit®, que fez o ajuste de regressão logística de quatro parâmetros (4PL), chamada também de sigmoide simétrica. Esse tipo de curva foi escolhido porque é a curva típica de dose-resposta. O ajuste da curva foi de $R^2 = 0,9997$. Foi obtida a Equação 16:

$$y = 27143.52 + \left(\frac{-33.76708 - 27143.52}{1 + \frac{x^{1.078677}}{155.0599}} \right) \quad (16)$$

O y representa os tons de vermelho. Como foram utilizados 16 bits por canal de cor, a variação será entre 0 a 65535 (2^{16}).

A equação inversa isola os valores de dose, sendo assim, é uma equação mais prática para os objetivos do trabalho (Equação 17):

$$x = 155.0599 * \left(\frac{-33.76708 - 27143.52}{y - 27143.52} - 1 \right)^{0.927061576356963} \quad (17)$$

A próxima etapa é irradiar o filme com a semente de iodo-125, escaneá-lo e a partir da imagem, obter os valores de pixel utilizando o mesmo método de

canal de cor e por meio dessa equação, converter os valores de pixel em dose absorvida.

6.2 Simulação com o código MCNP6

Depois de realizar as simulações de Monte Carlo, foi obtido o valor de $S_K = (4,77 \cdot 10^{-12} \text{ A} \pm 0,004) \text{ U}$ para intensidade de kerma no ar. Este valor só pode ser considerado teórico para a semente nominal, pois foi calculada para uma semente ideal que não leva em consideração defeitos reais na sua fabricação, nem considera a atividade de uma fonte, por isso está em função da atividade (A). O valor para uma semente real deve ser medido sob as recomendações do TG-43 U1, ou seja, em um laboratório de referência usando uma câmara de ar livre (WAFAC).

O valor obtido para a constante de taxa de dose, com sua incerteza relacionada a simulação do MCNP6, foi $\Lambda = 0,785 \pm 0,004 \text{ cm}^{-2}$. Este valor é inferior a Λ para a maioria das fontes de iodo-125 comerciais, que indicam que esta fonte tem um gradiente de dose mais acentuado.

Os valores para $g_L(r)$ (Tabela 10) foram calculados para pontos a cada 0,5 cm de 0,5 cm à 10 cm, no plano transversal. Para isso, valores de $G_L(r, \theta)$ também foram avaliados.

Tabela 10 – Valores calculados da função de dose radial.

r (cm)	$g_L(r)$
0,5	1,026132 \pm 0,16%
1,0	1,000000 \pm 0,20%
1,5	0,92591 \pm 0,24%
2,0	0,84039 \pm 0,28%
2,5	0,753037 \pm 0,33%
3,0	0,67048 \pm 0,38%
3,5	0,59348 \pm 0,43%
4,0	0,519969 \pm 0,49%
4,5	0,453699 \pm 0,56%
5,0	0,400384 \pm 0,63%

5,5	0,353271 ± 0,71%
6,0	0,308961 ± 0,79%
6,5	0,265439 ± 0,89%
7,0	0,227137 ± 1,00%
7,5	0,197498 ± 1,11%
8,0	0,172254 ± 1,24%
8,5	0,146145 ± 1,39%
9,0	0,123366 ± 1,56%
9,5	0,107006 ± 1,73%
10,0	0,09328 ± 1,91%

Fonte: Autora da dissertação

MyCurveFit® foi usado para encontrar os parâmetros da curva de ajuste proposto pelo protocolo como um ajuste polinomial de 5ª ordem (representado na Equação 4, parâmetros mostrados na Tabela 11). O encaixe é satisfatório, pois TG-43 U1 recomenda uma diferença de não mais de 2% entre os pontos calculados com Monte Carlo e com o polinômio, e a maior diferença alcançada entre esses pontos foi de 0,7% neste trabalho. A Figura 24 mostra a curva de ajuste com resultados de Monte Carlo.

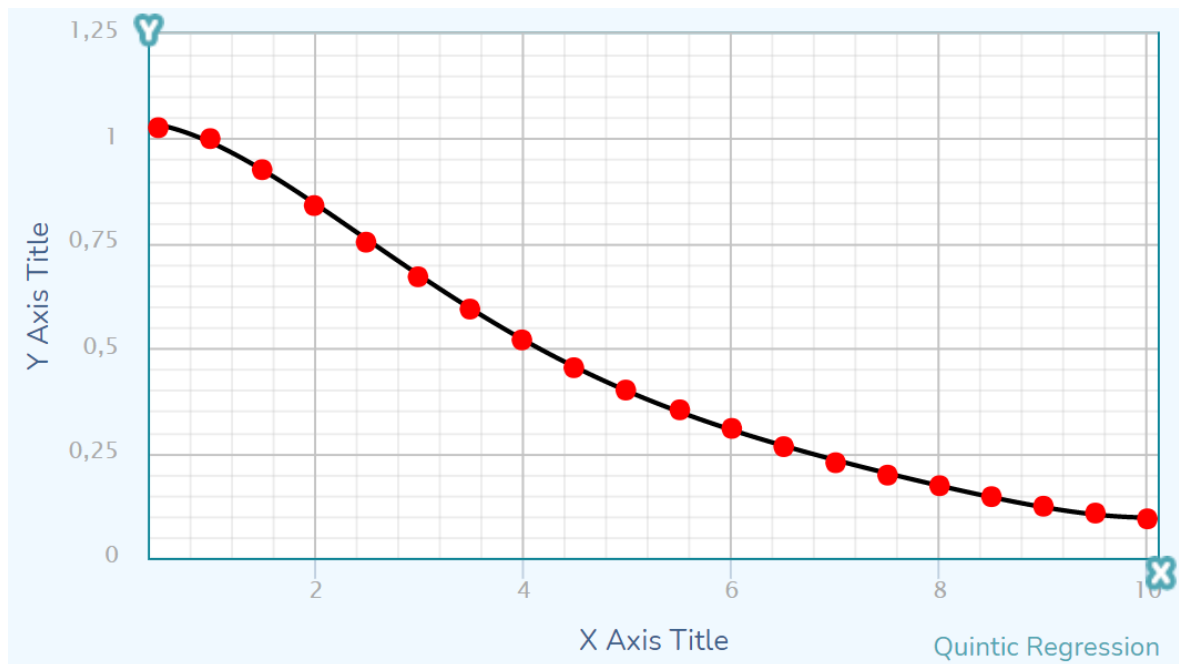
$$g_L(r) = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3 + a_4r^4 + a_5r^5 \quad (18)$$

Tabela 11 – Valores dos parâmetros de ajuste para $g_L(r)$ polinomial

Parâmetro	Valor do parâmetro
a_0	1,03831
a_1	0,03491226
a_2	- 0.1046564
a_3	0.02316631
a_4	- 0.002104361
a_5	0.00007051983

Fonte: Autora da dissertação

Figura 24 – Função de dose radial pela distância.



Fonte: Autora da dissertação.

A diminuição de $g_L(r)$ com o aumento de r é esperada. Essa queda não está relacionada à lei do inverso do quadrado, pois o valor de $g_L(r)$ é corrigido pelo fator de geometria. Em vez disso, é o componente que diminui a dose devido à atenuação e dispersão no meio. Considerando apenas a contribuição desse fator, a taxa de dose é reduzida à metade em relação ao ponto de referência antes de 4,5 cm e novamente à metade em 8,0 cm, e assim essa semente apresenta um gradiente de dose acentuado.

Os valores calculados para anisotropia $F(r,\theta)$ são apresentados na Tabela 12. A incerteza foi menor que 3,5% para todos os pontos, sendo que a incerteza aumenta com a distância da fonte. Para distâncias menores de 5 cm, não foram registradas incertezas maiores que 1%. Foi esperado que o valor do eixo principal seja 1,000 e que fora do plano transversal, os valores de $F(r,\theta)$ aumentem com o crescimento do raio com a diminuição da energia dos fótons, e que diminuam quando θ se aproxima de 0° ou 180° , pelo aumento da espessura da cápsula na região da solda.

Tabela 12 – Valores calculados para a função de anisotropia.

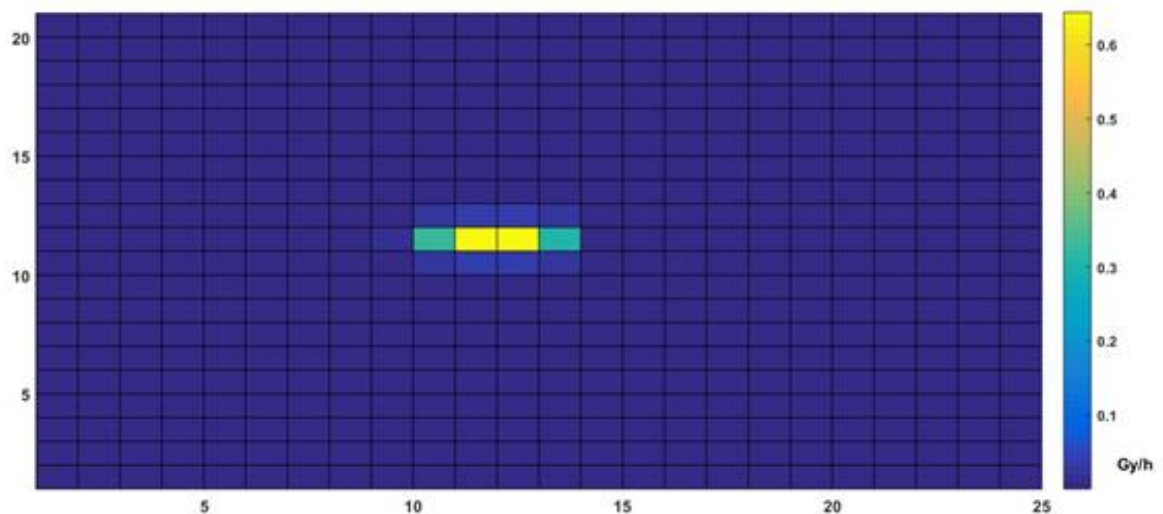
	0,50	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	8,00	9,00	10,00
15°	0,387	0,357	0,415	0,450	0,476	0,482	0,479	0,494	0,492	0,506	0,502
30°	0,593	0,560	0,599	0,625	0,641	0,642	0,639	0,656	0,650	0,674	0,639
45°	0,774	0,749	0,767	0,781	0,793	0,801	0,779	0,814	0,803	0,817	0,798
60°	0,902	0,891	0,901	0,906	0,912	0,909	0,895	0,905	0,888	0,932	0,926
75°	0,980	0,978	0,979	0,982	0,984	0,977	0,966	0,987	0,980	1,005	0,956
90°	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
105°	0,964	0,955	0,957	0,967	0,976	0,966	0,947	0,958	0,936	0,995	0,933
120°	0,873	0,851	0,858	0,869	0,879	0,866	0,853	0,859	0,848	0,872	0,867
135°	0,725	0,690	0,712	0,725	0,742	0,742	0,728	0,750	0,755	0,758	0,740
150°	0,530	0,495	0,535	0,559	0,582	0,578	0,581	0,595	0,601	0,634	0,623
165°	0,327	0,298	0,356	0,394	0,425	0,439	0,440	0,457	0,455	0,461	0,454
180°	0,028	0,178	0,272	0,321	0,356	0,374	0,375	0,395	0,395	0,420	0,425

Fonte: Autora da dissertação.

6.3 Simulação do filme com o código MCNP

A Figura 25 a seguir, foi plotada a partir do resultado do *input* que simula o experimento com o filme radiocrômico em contato direto com a semente.

Figura 25 – Ilustração feita no MATLAB a partir de uma tabela com a taxa de dose de cada cm² ao longo do filme radiocrômico que foram obtidas pela simulação no MCNP.



Fonte: autora da dissertação.

Como o valor obtido na simulação é em MeV, foram feitas algumas conversões para que chegássemos em um valor da taxa de dose, nisso foi incluída a atividade da semente. Como a atividade muda com o tempo e em cada semente, foi calculado o valor aproximado de 0,5 mCi, que é a atividade característica da semente de iodo-125 logo após sua produção^[12].

É possível notar que no eixo y, vertical, é onde se encontram as soldas da semente, que barram grande parte da radiação, limitando a dose depositada verticalmente no filme. Já no eixo x, que possui uma camada menor de titânio, a radiação consegue ter maior alcance.

Outro fator bastante visível e muito importante, é que, independente do formato da semente e posição das soldas, a radiação não é depositada muito distante das sementes, o que indica que a semente é segura para seu propósito, que é depositar a energia no local desejado, próximo ao tumor, não causando grandes impactos em tecidos adjacentes. Após um raio de 5 cm, não foram detectados valores perceptíveis de taxa de dose.

7 CONCLUSÃO

Este trabalho se propôs a realizar caracterização de uma fonte brasileira de braquiterapia com iodo-125. Essa fonte nacional pode ser produzida com custos menores do que as sementes importadas, reduzindo os custos do tratamento e permitindo que mais pacientes se beneficiassem.

Este estudo foi dividido em duas partes: analisar os parâmetros do TG-43 foram calculados usando o código de simulação de Monte Carlo MCNP6 e analisar a distribuição de dose da semente experimentalmente com os filmes radiocrômicos.

O perfil de taxa de dose desta semente foi completamente descrito em termos do TG-43, permitindo assim sua utilização na prática clínica, impactando nos custos e alcance de sua aplicação.

A intensidade do kerma no ar e a taxa de dose constante são parâmetros que dependem das características únicas da semente e, juntos, indicam a dose no ponto de referência. A constante de taxa de dose encontrada ficou abaixo dos valores típicos da literatura, o que pode indicar que esta semente apresenta um gradiente de dose acentuado. Isso também pode ser observado pela função de dose radial. A função de dose radial foi calculada para vários pontos até 10 cm de distância da fonte em seu plano transversal. Os valores foram encontrados diminuindo com a distância, como esperado.

A contribuição para a dose final deste componente foi analisada e comparada com a queda de dose devido à conformação geométrica da emissão de fótons. A função de dose radial também foi apresentada como um polinômio de acordo com o relatório TG-43 U1. O protocolo sugere que os dados para a função de dose radial devem se ajustar ao polinômio com não mais que $\pm 2\%$ de diferença relativa. O valor real alcançado foi de 0,7%, o que mostra que este parâmetro pode ser interpolado com segurança dentro da faixa analisada com este polinômio.

Os valores da função anisotropia também estão dentro do padrão com uma incerteza associada pequena, principalmente para os pontos próximos da fonte.

Apesar da parte experimental não ter sido concluída, foi realizada com êxito a calibração dos filmes radiocrômicos e que ainda pode ser utilizada para realizar a dosimetria com os filmes se for utilizado o mesmo lote, como sugere o fabricante.

A fim de complementar o trabalho, o arranjo da parte experimental foi simulado, sendo possível analisar a distribuição da dose no próprio filme EBT3, para adiantar os resultados esperados na prática. A distribuição de dose teve uma atenuação acentuada, o que é esperado para um tratamento seguro.

A comparação dos dados experimentais obtidos pelos filmes radiocrômicos é essencial e é uma possibilidade para um trabalho futuro.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] INCA. **O que é cancer?** Disponível em: <<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/o-que-e-cancer/>>. Acesso em: 16 out 2022.
- [2] SIEGEL, R. L.; MILLER K. D.; JEMAL A. **Cancer statistics, 2020**. CA Cancer J Clin.;70: 7-34, 2020.
- [3] INCA. **Relatório de Gestão INCA 2019**. Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva/Ministério da Saúde. Rio de Janeiro, RJ: INCA, 2019.
- [4] BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Programa nacional do controle de câncer da próstata: documento de consenso**, p. 13-15 Rio de Janeiro: 2002.
- [5] Instituto Nacional de Câncer (Brasil). **Prevenção e controle do câncer: normas e recomendações do INCA**. Rev Bras Cancerol, v. 48(3), pp 317-32, 2002.
- [6] BASIL, A. S. **Radioterapia**. São Paulo: Ed. USP, 1968.
- [7] BLASKO, J. C.; GRIMM, P. D.; RAGDE, H. **Brachytherapy and organ preservation in the management of carcinoma of the prostate**. Semin. Rad. Oncol., V. 3, n. 4, p. 240-249, 1993.
- [8] Hospital Albert Einstein. **Braquiterapia Prostática com Sementes de I-125. Sociedade Beneficente Israelita Brasileira**. Disponível em: <<https://www.einstein.br/especialidades/oncologia/exames-tratamentos/braquiterapia-prostatica>>. Acesso em: 05 ago 2020.
- [9] ZEITUNI, CARLOS A. **Dosimetria de fontes de iodo-125 aplicadas em braquiterapia / Dosimetric study in iodine-125 seeds for brachytherapy application**. 2008. Tese (Doutoramento) - Instituto de Pesquisas Energeticas e Nucleares - IPEN-CNEN/SP, Sao Paulo. 101 p. Orientador: Luis Antonio Albiac Terremoto. DOI: 10.11606/T.85.2008.tde-17082009-151712
- [10] SOARES, C. G. **Radiochromic film dosimetry**. Radiat Meas, v. 41, suppl. 1,pp. S100-S116, 2007.
- [11] TEIXEIRA, G. J.; SOUSA, C. H. S.; MACEDO, E.; CAMPOS, L. T.; DAVID, M.; SANTOS, M. H.; QUEIROZ, P. P.; GOMES, R. S.; PEREIRA, W. W; PEIXOTO, J. G. P. **Facilidades de códigos de Monte Carlo para obter CSR**. Brazilian Journal of Radiation Sciences. 2019.
- [12] ROSTELATO, M. E. C. M. **Estudo e Desenvolvimento de uma nova Metodologia para Confecção de Sementes de Iodo-125 para Aplicação em Braquiterapia**. 2006. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [13] HALPERIN, E.C.; WAZER, D. E.; PEREZ, C. A.; BRADY, L. W. **Perez And Brady's: Principles and Practice of Radiation Oncology.**, 6ed. LCCN 2018023918 | eISBN 9781496. 2018.
- [14] ARONOWITZ, J. N. A Century of Brachytherapy (From the Prostate's Perspective). **Brachytherapy, Applications and Techniques**. 2nd Edition. 2015.

- [15] AWAN, S.B.; HUSSAIN, M.; DINI, S.A.; MEIGOON, A.S. **Historical review of interstitial prostate brachytherapy**. Iran. J. Radiat. Res., 2008; 5 (4): 153-168
- [16] MAZERON, J. J.; SCALLIET, P.; VAN LIMBERGEN, E.; LARTIGAU, E. Radiobiology of Brachytherapy and the Dose-Rate Effect. In: Gerbaulet, A. (ed.). **The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy**. Leuven, Bélgica: ACCO, 2002.
- [17] ROSTELATO, M. E. C. M. **Preparação de fontes de irídio-192 para uso em braquiterapia**. 1997. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [18] PORTER, A. T.; FORMAN, J. D. **Prostate brachytherapy – An overview**. Cancer 71 (1993) 953–958.
- [19] SOUZA, C. D. **Braquiterapia com sementes de iodo-125: manufatura e tratamento**. Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009.
- [20] HEINTZ, B. H.; WALLACE, R. E.; HEVEZI, J. M. **Comparison of 1-125 sources used for permanent interstitial implants**. Med Phys, v. 28 n. 4, p. 671 - 682, 2001.
- [21] UROMED. **Symetra I-125**. USA: 2000. (catálogo comercial).
- [22] BEST MEDICAL INTERNATIONAL. **Double wall Best Iodine-125 source**. USA: 2000. (catálogo comercial).
- [23] BARD UROLOGICAL. **BrachySource Iodine-125 seed**. USA: 2000. (catálogo comercial).
- [24] MENTOR CORPORATION. **Prostate Brachytherapy – Iodine-125**. USA: 1999. (catálogo comercial).
- [25] DI PRINZIO, L. T. I. S. R.; DI PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro. 10a - Revisão – Abril/2014
- [26] INMETRO. **VIM – Vocabulário Internacional de Metrologia: conceitos fundamentais e gerais de termos associados (VIM 2012)**. Duque de Caxias, RJ, 2012. 1ª Edição Luso-Brasileira, 2012. Portaria n.º 232, de 08 de maio de 2012.
- [27] SAPRA LANDAUER. **Princípios de Proteção Radiológica**. Disponível em: <<https://www.sapralandauer.com.br/protECAo-radiologica-saiba-sobre-os-principais-aspectos-normas-e-tecnologias-empregadas/principios-de-protECAo-radiologica/>>. Acesso em: 01 set 2020.
- [28] Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation. JOINTLY SPONSORED BY THE IAEA, PAHO, WHO. SAFETY GUIDE No. RS-G-1.5. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, VIENNA, 2002.

- [29] ICRU Report No. 85. **Fundamental Quantities And Units For Ionizing Radiation. The International Commission On Radiation Units And Measurements.** Journal of the ICRU. v.11 n.1, 2011.
- [30] ICRP Publication 103. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** ICRP, 2007.
- [31] SOARES, J. C. A.C.R. **Princípios básicos de física em radiodiagnóstico.** 2. ed. rev. – São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.
- [32] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Report No. 44. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement.** Bethesda, MD: ICRU; 1989.
- [33] ICRU (International Commission On Radiation Units And Measurements). **Dose and Volume Specification for Reporting Intersitial Therapy.** ICRU Rep. 58 Bethesda, MD. 1997.
- [34] RIVARD, M. J.; VENSELAAR, J. L. M.; BEAULIEU, L. **The evolution of brachytherapy treatment planning.** Med. Phys. 36, 2136–2153(2009).
- [35] DUTREIX, A. **Can we compare systems for interstitial brachytherapy?** Radiotherapy and Oncology. 13 (1988) 127- 135.
- [36] PIERQUIN, B.; DUTREIX, A.; PAINE C.H.; CHASSAGNE, D.; MARINELLO, G.; ASH, D. **The Paris System in Interstitial Radiation Therapy.** Acta Radiol Oncol 1978; 17: 33-48.
- [37] RIVARD, M. J.; COURSEY B. M.; DEWERD L. A.; HANSON, W. F.; HUQ, M. S.; IBBOTT, G. S.; MITCH, M. G.; RAVINDER, N.; WILLIAMSON, J. F. **Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations.** Med Phys, v. 31, n. 3, pp. 633-674, 2004.
- [38] RAVINDER, N.; ANDERSON, L. L.; LUXTON, G.; WEAVER, K. A.; WILLIAMSON, J. F.; MEIGOONI, A. S. **Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43.** Med Phys, v. 22, n. 2, pp. 209-234,1995.
- [39] NIST. **Calibration Services: Low-Energy Photon Brachytherapy Sources.** Disponível em: <<https://www.nist.gov/programs-projects/calibration-services-low-energy-photon-brachytherapy-sources>>. Acesso em: 02 ago 2022.
- [40] Oncology medical physics. **Brachytherapy Dosimetry.** Disponível em: <<https://oncologymedicalphysics.com/brachytherapy-dosimetry/>>. Acesso em: 02 ago 2022.
- [41] DEVIC, S. **Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future.** Phys Medica, v. 27, n. 3, pp. 122-134, 2011.
- [42] SOARES, C. G. **Radiochromic film dosimetry.** Radiat Meas, v. 41, suppl. 1, pp. S100-S116, 2007.
- [43] BUTSON, M. J.; YU, P. K. N.; CHEUNG, T.; METCALFE, P. **Radiochromic film for medical radiation dosimetry.** Mat Sci Eng R, v. 41, n. 3, pp. 61-120, 2003.

- [44] NIROOMAND-RAD, A.; BLACKWELL, C. R.; COURSEY, B. M. **Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55**. Med Phys, v. 25, n. 11, pp. 2093-2115, 1998.
- [45] SILVA, R. G., **Desenvolvimento de um programa de qualidade para a tecnologia VMAT**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.
- [46] DEVIC, S.; SEUNTJENS, J.; SHAM, E.; PODGORSK, E. B.; SCHMIDTLEIN, C. R.; KIROV, A. S.; SOARES, C. G. **Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner**. Medical Physics, Vol. 32, No. 7, July 2005
- [47] SPELLEKEN, E., CROWE, S. B., SUTHERLAND, B., CHALLENS, C., & KAIRN, T. (2018). **Accuracy and efficiency of published film dosimetry techniques using a flat-bed scanner and EBT3 film**. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 41(1), 117–128.
- [48] ALAND T, KAIRN T, KENNY J (2011) **Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance**. Australas Phys Sci Eng Med 34:251–260
- [49] HU Y, WANG Y, FOGERTY G, LIU G (2013) **Developing a novel method to analyse Gafchromic EBT2 films in intensity modulated radiation therapy quality assurance**. Australas Phys Sci Eng Med 36:487–494
- [50] BUTSON E, ALNAWAF H, YU PKN, BUTSON M (2011) **Scanner uniformity improvements for radiochromic film analysis with matt reflectance backing**. Australas Phys Sci Eng Med 34:401–407
- [51] TAMPONI M, BONA R, POGGIU A, MARINI P (2016) **A new form of the calibration curve in radiochromic dosimetry, properties and results**. Med Phys 43(7):4435–4446
- [52] YAO T, LUTHJENS LH, GASPARINI A, WARMAN JM (2017) **A study of four radiochromic films currently used for (2D) radiation dosimetry**. Radiat Phys Chem 133:37–44
- [53] MARROQUIN, E. Y. L., HERRERA GONZÁLEZ, J. A., CAMACHO LÓPEZ, M. A., BARAJAS, J. E. V., & GARCÍA-GARDUÑO, O. A. (2016). **Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density**. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 17(5), 466–481. doi:10.1120/jacmp.v17i5.6262
- [54] MATSUMOTO, E.Y.; **MATLAB®7 Fundamentos**. 2.ed. São Paulo, S.P.: Érica, 2008.
- [55] BIELAJEW, A. F. Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport. Ann Arbor, MI: The University of Michigan, 2020.
- [56] E-Disciplinas USP. **Método de Monte Carlo em simulações de transporte de partículas na matéria**. Disponível em:

<https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/4400111/mod_resource/content/1/apresMonteCarlo.pdf>. Acesso em: 16 abr 2021.

[57] **Interactive Chart of Nuclides**. National Nuclear Data Center, Brookhaven National Laboratory. Disponível em: <<https://www.nndc.bnl.gov/chart>>. Acesso em: 01 set 2020.

[58] KATAKURA, J. Nucl. Data Sheets 112, 495 (2011).

[59] DEVIC, S.; TOMIC, N.; ALDELAJAN, S.; DEBLOIS, F.; SEUNTIJENS, J.; CHAN, M. F.; LEWIS, D. **Linearization of dose-response curve of the radiochromic film dosimetry system**. Med Phys, v. 39, n. 8, pp. 4850-4857, 2012.

[60] CHIU-TSAO, S-T.; NAPOLI, J. J.; DAVIS, S. D.; HANLEYD, J.; RIVARD, M. J. **Dosimetry for 131Cs and 125I seeds in solid water phantom using radiochromic EBT film**. Applied Radiation and Isotopes, v. 92 pp. 102–114, 2014.

[61] REINHARDT, S.; HILLBRAND, M.; WILKENS, J. J.; ASSMANN, W. **Comparison of Gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams**. Med Phys, v. 39, n. 8, pp. 5257-5262, 2012.

[62] DEVIC, S.; SEUNTIJENS, J.; HEGYI, G.; PODGORSKAK, E. B.; SOARES, C. G.; KIROV, A. S.; ALI, I.; WILLIAMSON, J. F.; ELIZONDO, A. **Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers**. Medical Physics 31, 2392 (2004).

[63] DEVIC, S.; SEUNTIJENS, J.; SHAM, E.; PODGORSKAK, E. B.; SCHMIDTLEIN, C. R.; KIROV, A. S.; SOARES, C. G. **Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner**. Medical Physics, Vol. 32, No. 7, July 2005.

[64] CHEN, S. N.; GAUTHIER, M.; M; BOLANOS; B. C. S.; GLENZER, S.; RIQUIER, R.; REVET, G.; ANTICI, P.; MORABITO, A.; PROPP, A.; STARODUBTSEV, M.; FUCHS, J. **Absolute dosimetric characterization of Gafchromic EBT3 and HDv2 films using commercial flat-bed scanners and evaluation of the scanner response function variability**. Review of Scientific Instruments 87, 073301 (2016).

[65] CROWE, S. B.; SUTHERLAND, B.; CHALLENS, C.; KAIRN, T. **Accuracy and efficiency of published film dosimetry techniques using a flat-bed scanner and EBT3 film**. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine (2018) 41:117–128

[66] EPSON. **Epson Expression 11000XL- Photo Scanner**. Disponível em: <<https://epson.com/Clearance-Center/Scanners/Epson-Expression-11000XL--PhotoScanner/p/E11000XL-PH>>. Acesso em: 16 abr 2021.

[67] HILL, R, HOLLOWAY, L.; BALDOCK, C. **A dosimetric evaluation of water equivalent phantoms for kilovoltage x-ray beams**. Physics in Medicine and Biology, 50 (21), 331-344. 2005.

[68] HERMANN, K. P. **Polyethylene-based water-equivalent phantom material for X-ray dosimetry at tube voltages from 10 to 100 kV**. Phys. Med. Biol. 30 1195. 1995.

- [69] HERMIDA-LÓPEZ, M.; LÜDEMANN, L.; FLÜHS, A.; BRUALLA, L. **Influence of the phantom material on the absorbed-dose energy dependence of the EBT3 radiochromic film for photons in the energy range 3 keV–18 MeV.** Med Phys. Nov;41(11):112103. 2014.
- [70] RELA, P. R.; CALVO, W. A. P.; NAPOLITANO, C. M.; KODAMA, Y.; OMI, N. M; COSTA, F. E.; FERREIRA, D. C.; SILVA, L. G. A. **Programa de qualificação de um irradiador Multipropósito de cobalto-60 tipo compacto.** INAC, 2005.
- [71] BRIESMEISTER, J. F. (ed.). **MCNPTM – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 4C Manual.** Los Alamos, NM: Radiation Safety Information Computational Center, 2000.
- [72] BAGHANI HR, LOHRABIAN V, AGHAMIRI MR, ROBATJAZI M. **Monte Carlo determination of dosimetric parameters of a new 125I brachytherapy source according to AAPM TG-43 (U1) protocol.** Arch Iran Med. 2016; 19(3): 186 – 191.
- [73] WERNER, C. J. (Ed.) **MCNPTM User's Manual: Code Version 6.2.** Los Alamos, NM: Radiation Safety Information Computational Center, 2017. Disponível em: <mcnp.lanl.gov/pdf_files/la-ur-17-29981.pdf>. Acesso em: 01 Ago. 2022.

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

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