



**UNIVERSIDADE  
FEDERAL DE  
SERGIPE**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA**

**JUNIO DE OLIVEIRA MACIEL**

**FANTOMA ANGELIKA: FERRAMENTA  
TRIDIMENSIONAL PARA CONTROLE DE  
QUALIDADE EM BRAQUITERAPIA  
GINECOLÓGICA**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**SÃO CRISTOVÃO, SE  
16 DE FEVEREIRO DE 2024**

JUNIO DE OLIVEIRA MACIEL

**FANTOMA ANGELIKA: FERRAMENTA  
TRIDIMENSIONAL PARA CONTROLE DE  
QUALIDADE EM BRAQUITERAPIA  
GINECOLÓGICA**

*Dissertação de mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe com requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Física.*

Orientador:

*Prof. Dra. Divanizia do Nascimento Souza*

Co-orientador:

*Dr. Rogério Matias Vidal Silva*

SÃO CRISTOVÃO, SE

16 DE FEVEREIRO DE 2024

JUNIO DE OLIVEIRA MACIEL

**FANTOMA ANGELIKA: FERRAMENTA  
TRIDIMENSIONAL PARA CONTROLE DE  
QUALIDADE EM BRAQUITERAPIA  
GINECOLÓGICA**

*Dissertação de mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe com requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Física.*

Data de aprovação: \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

---

*Prof. Dr. Ronaldo Santos da Silva*

Departamento de Física - UFS

---

*Prof. Dr. Luiz Antonio Pereira dos Santos*

Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE)

*Loucura é querer resultados diferentes fazendo tudo  
exatamente igual. (Albert Einstein)*

# Agradecimentos

Agradeço especialmente ao meu pai, Carlos, *in memoriam*, por ter feito de tudo para que eu pudesse estudar. Agradeço à minha mãe, Nilma, por todo carinho e zelo durante todos os momentos da minha vida. Obrigado, Sissa, sem seu apoio não teria conseguido ser quem sou hoje. Agradeço especialmente à minha orientadora, Divanizia, por toda paciência que teve comigo durante todo o meu trajeto no mestrado e por todos os ensinamentos. Obrigado, Rogerio Matias, pela ajuda, compreensão, carinho e paciência durante a pesquisa. Agradeço ao ICC por ter aberto as portas para mim, possibilitando a realização da minha pesquisa. Obrigado à CAPES por ter me concedido a bolsa de estudos, ajudando-me a me manter em um local distante das minhas raízes. Agradeço à UFS pelo ensino gratuito e de qualidade. E, por fim, não menos importante, obrigado Aracaju, por ter feito parte da minha vida e por ter ajudado a moldar quem sou hoje, além de ter proporcionado a criação de novas amizades. Amizades essas que levarei para a vida, em especial Erison, Flavio, Klivan, Lauro, Matheus, Sandro e William.

*E lembre-se: você é seu próprio general.  
Então, tome agora a iniciativa, planeje e marche decidido  
para a vitória (Sun Tzu)*

# Resumo

Esse trabalho aborda, do ponto de vista da Física Médica, o contexto da radioterapia aplicada ao tratamento do câncer de colo de útero, com foco em braquiterapia de alta taxa de dose (BATD). Destaca-se que o país conta com uma quantidade significativa de equipamentos de BATD, sendo a maioria dos quais utilizada para tratar tumores pélvicos em mulheres, principalmente câncer de colo de útero. A utilização da BATD envolve planejamentos de tratamento baseados em imagens radiográficas bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D) dos pacientes. Embora alguns outros países já adotem a tomografia computadorizada para obtenção das imagens 3D, no Brasil essa prática ainda é pouco comum, evidenciando uma lacuna na adoção de tecnologias mais avançadas para planejamento de BATD. Com vistas a contribuir para o aprimoramento das técnicas empregadas em braquiterapia, o presente estudo visa introduzir uma metodologia para planejamentos 3D dessa modalidade terapêutica, que também seja útil para o seu planejamento 2D e controle de qualidade. Para isso, foi desenvolvido e testado um objeto simulador tridimensional, denominado fantoma Angelika, que porta pedaços de filme radiocrômico para fins de avaliações dosimétricas. O fantoma foi produzido com ácido polilático (PLA) em uma impressora 3D Creality K1, FDM - 1201010168, utilizando a técnica FDM de impressão. Mapas de dose no fantoma foram obtidos com filme radiocrômico por meio do software FilmQAPro. A metodologia proposta foi testada no Setor de Radioterapia do Instituto do Câncer do Ceará (ICC), em cenários de braquiterapia com fonte de irídio 192. A precisão da entrega da dose em útero foi analisada no fantoma portando nove pedaços de filme radiocrômicos, com aplicador do tipo anel e pós-carregamento da fonte, considerando prescrição de tratamento de câncer de colo de útero conforme prescrição de rotina do ICC. A metodologia se mostrou-se útil para avaliar planejamento 2D e 3D de BATD. Os mapas de dose obtidos com os filmes foram semelhantes aos definidos pelo sistema computadorizado de planejamento e entrega do tratamento. Entretanto, observou-se que o processo de manuseio dos filmes radiocrômicos deve ser aprimorado, para evitar a introdução de inconformidades nos mapas de isodose que não estejam relacionadas com a metodologia empregada no tratamento.

**Palavras-chave:** Radioterapia, Braquiterapia, Fantoma, Angelika, Controle da qualidade, Filme radiocrômico.

# Abstract

This work addresses, from the perspective of Medical Physics, the context of radiotherapy applied to the treatment of cervical cancer, with a focus on High Dose Rate Brachytherapy (HDR-BT). It is noteworthy that the country has a significant number of HDR-BT equipment, the majority of which is used to treat pelvic tumors in women, mainly cervical cancer. The use of HDR-BT involves treatment planning based on two-dimensional (2D) or three-dimensional (3D) radiographic images of patients. Although some other countries already adopt computed tomography for obtaining 3D images, in Brazil, this practice is still uncommon, highlighting a gap in the adoption of more advanced technologies for HDR-BT planning. With a view to contributing to the improvement of techniques employed in brachytherapy, this study aims to introduce a methodology for 3D planning of this therapeutic modality, which is also useful for 2D planning and quality control. For this purpose, a three-dimensional simulator object, named Angelika phantom, was developed and tested, which holds pieces of radiographic film for dosimetric evaluations. The phantom was produced with polylactic acid (PLA) in a Creality K1 3D printer, FDM - 1201010168, using the FDM printing technique. Dose maps on the phantom were obtained with radiographic film using the FilmQAPro software. The proposed methodology was tested at the Radiotherapy Department of the Instituto do Câncer do Ceará (ICC), in scenarios of brachytherapy with iridium-192 source. The accuracy of dose delivery in the uterus was analyzed in the phantom carrying nine pieces of radiographic film, with a ring-type applicator and post-loading of the source, considering the treatment prescription for cervical cancer as per ICC routine prescription. The methodology proved useful for evaluating 2D and 3D planning of HDR-BT. The dose maps obtained with the films were similar to those defined by the computerized planning and treatment delivery system. However, it was observed that the handling process of radiographic films needs improvement to avoid the introduction of nonconformities in the isodose maps that are not related to the methodology employed in treatment.

**Keywords:** Radiotherapy, Brachytherapy, Phantom, Angelika, Quality control, Radiochromic film.

# Conteúdo

|   |           |
|---|-----------|
| <b>AGRADECIMENTOS</b>                                 | <b>5</b>  |
| <b>Resumo</b>   | <b>7</b>  |
| <b>Abstract</b>                                       | <b>8</b>  |
| <b>Lista de Figuras</b>                               | <b>11</b> |
| <b>1 INTRODUÇÃO</b>                                   | <b>13</b> |
| <b>2 FUNDAMENTAÇÃO</b>                                | <b>15</b> |
| 2.1 Grandezas Dosimétricas em Braquiterapia . . . . . | 15        |
| 2.1.1 Grandezas e Unidades . . . . .                  | 15        |
| 2.1.2 Kerma . . . . .                                 | 16        |
| 2.1.3 Dose Absorvida . . . . .                        | 17        |
| 2.1.4 Decaimentos Radioativos . . . . .               | 17        |
| 2.1.5 Constante de Decaimento . . . . .               | 18        |
| 2.1.6 Atividade . . . . .                             | 18        |
| 2.2 Radionuclídeos usados em Braquiterapia . . . . .  | 19        |
| 2.3 Irídio . . . . .                                  | 20        |
| 2.4 Formalismo TG-43 . . . . .                        | 21        |
| 2.5 Fantasmas e Materiais Simuladores . . . . .       | 22        |
| 2.6 Filmes Radiocrômicos . . . . .                    | 24        |
| 2.7 Impressoras 3D . . . . .                          | 26        |
| 2.8 Ácido Polilático (PLA) . . . . .                  | 27        |
| 2.9 Câncer . . . . .                                  | 28        |
| 2.10 Tumores Ginecológicos . . . . .                  | 30        |
| 2.10.1 Câncer de Colo do Útero . . . . .              | 30        |
| 2.10.2 Câncer de Útero (Endométrio) . . . . .         | 30        |
| 2.11 Radioterapia . . . . .                           | 31        |
| 2.11.1 Teleterapia . . . . .                          | 31        |
| 2.11.2 Braquiterapia . . . . .                        | 32        |
| 2.11.3 Tipos de Braquiterapia . . . . .               | 33        |

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| 2.11.4   | Etapas do Tratamento Convencional (2D)                  | 34        |
| 2.11.5   | Correção de Heterogeneidade                             | 35        |
| 2.11.6   | Aplicadores e Curvas de Isodoses                        | 36        |
| 2.11.7   | Controle da Qualidade                                   | 37        |
| 2.12     | Instituto do Câncer do Ceará - ICC                      | 38        |
| 2.13     | Fantomas - Revisão na literatura                        | 38        |
| <b>3</b> | <b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>                              | <b>41</b> |
| 3.1      | Fantoma Angelika  | 41        |
| 3.2      | Calibração dos Filmes Radiocrômicos                     | 44        |
| 3.3      | Preparação dos Filmes Radiocrômicos                     | 48        |
| 3.4      | Obtenção das Imagens 2D e 3D do Fantoma ANGELIKA        | 49        |
| 3.5      | Procedimentos de Preparação e Metodologia de Irradiação | 51        |
| <b>4</b> | <b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>                           | <b>54</b> |
| 4.1      | O Fantoma Angelika                                      | 54        |
| 4.2      | Resultado do Filme Radiocrômico                         | 55        |
| 4.3      | Resultado dos Planejamentos 2D e 3D                     | 55        |
|          | <b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>                             | <b>61</b> |
|          | <b>Referências Bibliográficas</b>                       | <b>62</b> |
| <b>A</b> | <b>Prontuario Angelika</b>                              | <b>70</b> |
| A.1      | Planejamento de tratamento do fantoma Angelika          | 70        |

## Lista de Figuras

|      |   |    |
|------|---|----|
| 2.1  | Sistema de coordenadas usado para cálculos de dosimetria para braquiterapia . . . . .   | 22 |
| 2.2  | Variação do coeficiente de atenuação mássica do PLA em comparação com diferentes tecidos corporais. . . . .                           | 28 |
| 2.3  | (A) Unidade de cobaltoterapia (B) Acelerador linear atual . . . . .   | 32 |
| 2.4  | Representação de braquiterapia de útero com aplicadores inseridos na vagina e no útero de uma paciente. . . . .                       | 32 |
| 2.5  | Pontos de dose prescritiva recomendados pelo ICRU-38 . . . . .  | 34 |
| 2.6  | Locais de avaliação da dose para a bexiga e o reto e suas respectivas posições. . . . .   | 35 |
| 2.7  | (A) Aplicador tipo Fletcher com sua respectiva curva de isodose (B) Aplicador tipo anel com sua respectiva curva de isodose . . . . . | 36 |
| 3.1  | (A) Geometria do fantoma (B) Setup para entrega do tratamento . . . . .   | 42 |
| 3.2  | Modelagem 3D do Fantoma . . . . .   | 43 |
| 3.3  | Desenho técnico com medidas do fantoma . . . . .  | 44 |
| 3.4  | Amostra de filme radiocrômico Gafchromic® tipo EBT3 . . . . .   | 45 |
| 3.5  | (A) Representação do setup de irradiação para calibração do filme (B) Posicionamento do filme nas placas de água sólida RW3 . . . . . | 46 |
| 3.6  | Filme após a irradiação . . . . .   | 46 |
| 3.7  | Escaner utilizado para digitalização dos filmes . . . . .   | 47 |
| 3.8  | Curva de calibração (Dose absorvida x Densidade optica) obtida para o lote de filmes utilizado . . . . .                              | 47 |
| 3.9  | (A) Corte filme base superior (B) Corte filme corpo central . . . . .   | 48 |
| 3.10 | Sistema de corte dos filmes radiocrômicos . . . . .   | 48 |
| 3.11 | Aplicador utilizado no tratamento . . . . .   | 49 |
| 3.12 | (A) Fantoma Angelika posicionado para o raio X (B) Parâmetros utilizadas na maquina para obtenção do Raio-X . . . . .                 | 50 |
| 3.13 | Radiografia do fantoma ANGELIKA . . . . .   | 50 |
| 3.14 | (A) Posicionamento do fantoma no tomografo; (B) Imagem 3D do fantoma . . . . .  | 51 |
| 3.15 | Setup do tratamento planejado no fantoma ANGELIKA . . . . .   | 52 |
| 3.16 | Filmes que foram inseridos no fantoma Angelika, escaneados após deposição de dose de 500 cGy - (A) Corpo central (B) Tampo . . . . .  | 53 |

|     |   |    |
|-----|---|----|
| 4.1 | Fantoma Angelika . . . . .  | 54 |
| 4.2 | Filmes radiocromicos convertidos em mapas de dose . . . . .   | 56 |
| 4.3 | Esquematização da fenda entre fantoma e aplicador . . . . .   | 56 |
| 4.4 | Planejamento - 2D - (A) Plano transversal, (B) Plano sagital, (C) Plano coronal,<br>(D) Aplicador . . . . . | 58 |
| 4.5 | Planejamento - 3D - (A) Plano coronal, (B) Plano sagital, (C) Plano transversal                             | 59 |

# INTRODUÇÃO

Este estudo tem fundamentação no contexto da radioterapia aplicada ao tratamento do câncer de colo de útero no Brasil. Especificamente, concentra-se na modalidade de braquiterapia, com foco na Braquiterapia de Alta Taxa de Dose (BATD). Segundo uma pesquisa realizada por SILVA et al [1], foi observado que entre 2001-2013 o Brasil contava com 89 equipamentos de BATD em operação, em 2019 esse numero aumentou para 115 [2], muitos dos quais utilizados para tratar tumores pélvicos em mulheres, com ênfase no câncer de colo de útero.

A utilização dos dispositivos de BATD envolve planejamentos de tratamento baseados em imagens dos pacientes. Essas imagens podem ser de caráter bidimensionais, se obtidas por meio de equipamentos de raios X (resultando em um planejamento 2D), ou tridimensionais, se adquiridas por tomografia computadorizada (planejamento 3D). Estudos internacionais indicam que países da Ásia, América do Norte, Europa e Oceania têm adotado predominantemente a tomografia computadorizada para obtenção de imagens no planejamento de BATD [3]. A literatura descreve o planejamento 3D como um avanço em direção a um tratamento mais personalizado, associado a melhores desfechos clínicos e redução da toxicidade associada aos efeitos da irradiação decorrente do tratamento [4].

No estudo conduzido por Silva et al.[1], foi constatado que, embora 91% dos centros brasileiros de tratamento possuam softwares capazes de realizar planejamentos em 3D, o aparelho de raios X é apontado por 92% dos entrevistados como a principal ferramenta para adquirir as imagens do paciente, necessárias para o planejamento da braquiterapia. Apenas 23% dos centros de tratamento entrevistados relataram realizar tomografia computadorizada esporadicamente para o planejamento, enquanto 8% afirmaram utilizá-la de forma exclusiva. Curiosamente, nenhum dos entrevistados mencionou o uso de imagens de ressonância magnética na rotina do planejamento de BATD. Isso evidencia que ainda há um longo caminho a percorrer até que tecnologias mais avançadas de obtenção de imagens, como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, sejam amplamente adotadas nos planejamentos de BATD no Brasil.

A transição do planejamento em 2D para o planejamento em 3D na braquiterapia, embora vantajosa e desejável, é um processo complexo que tem sido objeto de diversos estudos. Enquanto a definição dos pontos específicos para o planejamento de braquiterapia baseado em imagens bidimensionais foi estabelecida pelo Relatório nº 38 da Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação (ICRU) em 1985 [5], documentos mais recentes como o

Relatório nº 89 da ICRU em 2013 [6] e o Relatório nº 12 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) em 2015 [4] têm sido fundamentais para orientar os procedimentos da braquiterapia baseada em imagens tridimensionais.

Os avanços na área da braquiterapia têm demandado um aprimoramento no controle de qualidade associado a essa modalidade de tratamento. Os métodos tradicionais de controle podem não ser adequados para assegurar a precisão na entrega da dose terapêutica quando comparada ao planejamento tridimensional [7].

No ano 2000, a IAEA divulgou um documento que identificava 32 incidentes relacionados a falhas em várias etapas do processo de tratamento da BATD [8]. Em seguida, um estudo adicional feito por Palmer [9], destacou diversos erros associados à correção na dose de transporte, que se refere à quantidade de radiação que é transportada do ponto de origem (como a fonte de radiação) para o paciente durante o tratamento de BATD, bem como à precisão da posição da fonte em determinados tipos de unidades de tratamento. Esses achados ressaltaram a urgência de aprimorar os procedimentos de controle de qualidade em BATD. Um desses procedimentos consiste na utilização de um objeto simulador do corpo humano, conhecido como fantoma, no qual podem ser simuladas sessões de radioterapia para avaliar a eficácia dos equipamentos e modelos de planejamento.

Este estudo propõe uma metodologia a respeito da utilização e criação de um fantoma visando aprimorar os procedimentos de controle de qualidade na braquiterapia, tanto em tratamentos baseados em imagens 2D quanto em 3D. A elaboração desta metodologia foi realizada em colaboração com o setor de Radioterapia do Instituto do Câncer do Ceará (ICC), que possui uma unidade de BATD dedicada ao tratamento de tumores ginecológicos desde 1995. Até o momento, os planejamentos desses tratamentos são realizados exclusivamente com base em imagens 2D.

Para realizar o controle de qualidade na BATD, desenvolvemos um objeto simulador denominado fantoma, batizado de Angelika, para ser tratado como uma paciente. Filme radiocrômico do tipo EBT-3 foram utilizados para avaliar a distribuição de dose. Este filme é amplamente empregado na dosimetria da braquiterapia devido à sua alta resolução espacial e precisão na determinação da dose absorvida, com pouca dependência da energia do feixe incidente [10, 11]. A combinação deste filme com o fantoma Angelika permite diversas modalidades de avaliação dosimétrica.

# FUNDAMENTAÇÃO

## 2.1 Grandezas Dosimétricas em Braquiterapia

A eficácia de um tratamento radioterápico envolve diversas variáveis. Durante o procedimento, o paciente é exposto à radiação emitida pela fonte, esperando-se que essa exposição tenha efeitos terapêuticos. Para garantir previsibilidade nos resultados do tratamento e controlar a qualidade da radiação emitida pelo equipamento, são essenciais várias ferramentas de controle. Esse controle refere-se especificamente à previsão dos resultados do tratamento e ao controle da qualidade da radiação emitida durante o procedimento. O equipamento utilizado é o que administra o tratamento radioterápico, como máquinas de radioterapia ou equipamentos de braquiterapia. A entrega em questão é a da radiação terapêutica ao paciente como parte do procedimento de tratamento radioterápico, garantindo que a quantidade e a qualidade da radiação entregue correspondam às prescrições médicas e aos planos de tratamento estabelecidos

Uma variável a ser gerenciada é a alteração na qualidade e intensidade da radiação quando interage com o corpo e tecidos do paciente após a fonte sair do equipamento. O estudo dessa interação por meio de simulações é necessário para que se possa considerar essas mudanças no planejamento do tratamento na braquiterapia. Para esse estudo, pode-se empregar água como meio de interação da radiação como exemplo, porque ela apresenta características físicas e químicas semelhantes ao tecido mole, sendo um meio de interação com a radiação gama e X que simula o tecido humano, sendo utilizada como material equivalente em estimativas de dose para pacientes submetidos à radioterapia [12].

Cada tipo de estudo pode empregar um material equivalente, conhecido como tecido equivalente. A análise da interação da dose por meio do uso de materiais e equipamentos detectores de radiação, entre outras, que afetam a previsibilidade e eficácia do tratamento radioterápico é denominada dosimetria.

### 2.1.1 Grandezas e Unidades

No âmbito da radioterapia, compreender as grandezas e unidades dosimétricas é fundamental para garantir a eficácia e segurança dos tratamentos. As grandezas dosimétricas são parâmetros utilizados para quantificar a interação da radiação ionizante com a matéria, permitindo uma

avaliação precisa da dose absorvida pelos tecidos irradiados. Nesse contexto, o conhecimento das unidades de medida das radiações associadas a essas grandezas é essencial para uma interpretação adequada dos resultados dosimétricos e para o correto planejamento e administração do tratamento radioterápico. Vamos agora descrever as definições de algumas das principais grandezas e suas unidades correspondentes.

### 2.1.2 Kerma

O Kerma (kinectic energy released per unit of mass) é dado pela seguinte equação:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (J \cdot kg^{-1} = gray = Gy) \quad (2.1)$$

sendo  $dE_{tr}$  a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa  $dm$  [12].

O kerma abrange a energia absorvida por partículas carregadas, principalmente elétrons de ionização, de forma que esses elétrons têm a capacidade de dissipar essa energia através de colisões consecutivas com outros elétrons ou por meio da produção de radiação de frenagem (bremsstrahlung).

$$K = K_c + K_r \quad (2.2)$$

No qual,  $K_c$  é o kerma de colisão, quando a energia é dissipada localmente, por ionizações e/ou excitações,  $K_r$  é o kerma de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X [12].

A presença de raios X ocorre devido à interação dos elétrons liberados com os átomos do material alvo. Embora apenas elétrons sejam inicialmente liberados, quando esses elétrons interagem com os átomos do material alvo, eles podem transferir sua energia para os átomos, resultando na emissão de radiação de frenagem (bremsstrahlung) e radiação característica. Esses processos de interação podem levar à produção de raios X, mesmo quando apenas elétrons foram inicialmente liberados.

Neste ponto, é importante introduzir o conceito de "Equilíbrio de Partículas Carregadas" para estabelecer relações entre as grandezas kerma, dose e exposição. Esse equilíbrio pressupõe que todos os elétrons secundários inicialmente gerados por fótons estão em equilíbrio, onde a energia cinética do elétron secundário pode ser transferida para o meio devido à imediata interação do fóton com a matéria [13]. Portanto, sob a condição de "Equilíbrio de Partículas Carregadas" e na ausência de perdas por radiação de frenagem, a dose absorvida,  $D$ , no elemento de volume  $V$ , é equivalente ao kerma no tecido.

### 2.1.3 Dose Absorvida

Quando a radiação interage com a matéria, parte da energia transferida não é completamente absorvida devido aos diversos modos de interação e à natureza do material. A fração dessa energia transferida que é efetivamente absorvida pelo material é crucial para entender os efeitos da radiação. Essa fração absorvida resulta em processos como ionização dos átomos, quebra de ligações químicas e aumento da energia cinética das partículas. A grandeza "Dose absorvida" é definida como a relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido. No entanto, para uma especificação mais precisa, considerando as variações espaciais e para evitar levar em conta as variações de quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a Dose absorvida é definida em um ponto P específico de interesse, ou seja:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (J \cdot \text{kg}^{-1} = \text{gray} = \text{Gy}) \quad (2.3)$$

no qual,  $d\bar{\epsilon}$  é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa  $dm$  [12].

### 2.1.4 Decaimentos Radioativos

O decaimento radioativo é um processo no qual um núcleo atômico instável libera energia por meio da emissão de partículas ou radiação, transformando-se em um núcleo mais estável. Esse fenômeno é inerente aos núcleos que possuem uma distribuição desequilibrada de prótons e nêutrons.

Por meio do decaimento radioativo um nuclídeo instável busca por uma configuração mais estável, na qual a relação entre as quantidades de seus prótons e nêutrons seja mais equilibrada. Existem diversos tipos de decaimentos radioativos, cada um associado à emissão de um tipo específico de partícula. Os principais tipos de decaimentos são:

1. **Decaimento Alfa:** Processo radioativo no qual um núcleo atômico emite uma partícula alfa, composta por dois prótons e dois nêutrons. Esse tipo de decaimento ocorre em núcleos atômicos que possuem uma proporção excessiva de nêutrons em relação aos prótons, buscando atingir uma configuração mais estável. Com a emissão da partícula alfa, o elemento químico original, transforma-se em outro [14].
2. **Decaimento Beta :** A radiação beta é o termo utilizado para descrever elétrons e pósitrons que têm origem nos núcleos atômicos. Quando a partícula tem carga positiva, é chamada de  $\beta^+$  (*beta positivo ou pósitron*), e quando tem carga negativa, é chamada de  $\beta^-$  (*beta negativo*). Ao contrário da emissão de partículas alfa, a emissão de partículas beta é um processo comum em núcleos com massa pequena ou intermediária que possuem excesso de prótons ou de nêutrons em relação à estrutura estável correspondente [12].

3. **Decaimento por captura eletrônica** : É um processo que ocorre em alguns núcleos como uma alternativa ao decaimento  $\beta$ . Neste processo, a transformação de um próton em nêutron ocorre não pela emissão de um pósitron, mas pela neutralização de sua carga através da captura de um elétron orbital das camadas mais próximas. Uma vez dentro do núcleo, o elétron orbital 'capturado' interage com um próton e é convertido em um nêutron. Não há emissão de radiação nuclear neste caso, exceto pelo neutrino emitido durante o processo de transformação, que não causa danos aos tecidos. A captura do elétron, no entanto, cria uma lacuna na eletrosfera, e seu preenchimento resulta na emissão de raios X característicos [12].
4. **Decaimento Gama**: Processo radioativo no qual um núcleo atômico, após passar por um decaimento alfa ou beta está em um estado excitado. Nesse estado, o núcleo pode emitir energia na forma de um fóton de alta energia, chamado de fóton gama. Esse processo é conhecido como decaimento gama. O decaimento gama não altera o número de prótons ou nêutrons no núcleo [14].

### 2.1.5 Constante de Decaimento

O processo de decaimento radioativo é estocástico e segue uma distribuição de probabilidade característica de cada radionuclídeo. Esta probabilidade é chamada de constante de decaimento e é representada pela letra grega  $\lambda$  (lambda) [15]. Assim, considerando  $dP$  como a probabilidade de um radionuclídeo gerar uma reação nuclear espontânea com emissão de radiação durante um intervalo de tempo  $dt$ , a constante de decaimento pode ser definida por:

$$\lambda = \frac{dP}{dt} [s^{-1}] \quad (2.4)$$

A constante de decaimento está relacionada à meia-vida do radionuclídeo, representada pela, equação representada em (2.5). Essa meia-vida representa o tempo necessário para que metade das partículas radioativas se desintegre. A constante de decaimento é uma característica específica para cada tipo de decaimento radioativo e varia para diferentes elementos ou isótopos.

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (2.5)$$

### 2.1.6 Atividade

A atividade de uma amostra radioativa é uma medida da taxa na qual os núcleos radioativos da amostra se desintegram, ou seja, a taxa de emissão de radiação. Essa grandeza é expressa em becquerels (Bq), sendo 1 Bq equivalente a uma desintegração por segundo.

A atividade ( $A$ ) pode ser relacionada ao número de núcleos radioativos ( $N$ ) e à constante de decaimento  $\lambda$  pela seguinte equação:

$$A = \lambda N \quad (2.6)$$

## 2.2 Radionuclídeos usados em Braquiterapia

Os requisitos para que um radionuclídeo seja utilizado em braquiterapia incluem considerações técnicas, de segurança radiológica e de eficácia terapêutica [16]. Os principais requisitos são:

1. **Atividade Adequada:** O radionuclídeo deve ter uma atividade suficiente para fornecer a dose terapêutica necessária ao tumor alvo. Isso é determinado pelo tipo de câncer, estágio da doença e localização do tumor.
2. **Energia da Radiação:** A energia da radiação emitida pelo radionuclídeo deve ser apropriada à profundidade do tumor e garantir uma distribuição de dose adequada nos tecidos-alvo.
3. **Meia-Vida Apropriada:** Essa característica do radionuclídeo é crucial para garantir uma taxa de decaimento adequada para o tratamento, além de facilitar o gerenciamento seguro de rejeitos radioativos.
4. **Segurança Radiológica:** O radionuclídeo escolhido deve ser seguro para o paciente, minimizando a exposição do pessoal médico e atendendo aos padrões de segurança radiológica estabelecidos.
5. **Compatibilidade com Dispositivos de Aplicação:** O radionuclídeo deve ser compatível com os dispositivos de aplicação usados na braquiterapia, como cateteres, agulhas ou aplicadores, garantindo uma colocação precisa na região-alvo.
6. **Calibração e Dosimetria:** As fontes radioativas devem ser calibradas e dosimetricamente caracterizadas para garantir uma entrega precisa da dose ao tumor. Equipamentos de braquiterapia devem ser calibrados regularmente.
7. **Design da Fonte:** A fonte radioativa deve ter um design adequado para o tipo específico de braquiterapia, permitindo uma inserção precisa nos aplicadores ou cateteres.
8. **Controle de Qualidade:** É essencial a implementação de programas de controle de qualidade para verificar regularmente a precisão dos cálculos de dose, segurança do paciente e conformidade com normas e regulamentações.

9. **Normas e Regulamentações:** O uso do radionuclídeo em braquiterapia deve estar em conformidade com as normas e regulamentações locais e internacionais para garantir a segurança e eficácia do tratamento.

## 2.3 Irídio

O irídio se apresenta na natureza como um metal que se combina com platina, ósmio, ouro e com minérios de ferro. O irídio metálico apresenta coloração prateada e brilhante, tendo ponto de fusão de 2454°C e densidade de 22,65 g/cm<sup>3</sup> [17]. O irídio ocorre em duas formas estáveis: irídio-191 (37,3%) e irídio-193 (62,7%).

O irídio-191 é um isótopo com alta seção de choque para absorção de nêutrons. Sua ativação neutrônica no reator nuclear origina o radioisótopo irídio-192 pela reação (n,γ):



O irídio-192 decai por emissão beta e gama (com uma meia-vida de 74,2 dias) para o isótopo estável Platina-192. A energia máxima da emissão beta é de 670 keV, e a energia média da emissão gama é de 370 keV [18, 19].

Nas últimas décadas, o Irídio-192 tem sido um radionuclídeo de grande importância nos tratamentos de braquiterapia devido ao seu intervalo de energia de fótons favorável ao uso terapêutico, sua flexibilidade mecânica e à alta atividade por unidade de massa (atividade específica). [20, 21].

É relevante destacar que o irídio-192 se destaca ao contemplar de maneira eficaz os requisitos específicos para a utilização em braquiterapia. Sua atividade adequada, energia de radiação apropriada, meia-vida adequada e design de fonte adaptável às necessidades da braquiterapia fazem do irídio-192 uma escolha valiosa para tratamentos desse tipo. Além disso, compatibilidade com dispositivos de aplicação, processo de calibração e dosimetria confiáveis, design de fonte adequado e aderência a padrões rigorosos de controle de qualidade e regulamentações contribuem para sua eficácia e segurança no contexto da braquiterapia. Essas características fundamentais solidificam o irídio-192 como uma opção robusta e confiável para procedimentos terapêuticos em braquiterapia.

As fontes de irídio para braquiterapia são apresentadas na forma de fios flexíveis com diâmetro entre 0,2 mm e 0,5 mm (dependendo do fabricante) e podem ser cortadas no comprimento requerido para cada tipo de aplicação. Esses fios possuem um núcleo de uma liga de irídio-platina (20-30/70-80), encapsulado em um tubo de platina ou aço inoxidável para blindagem dos raios beta provenientes do decaimento do irídio-192.

Ao final deste item, é crucial destacar a necessidade de formalismos, como o TG-43, para

estabelecer protocolos de planejamento dos tratamentos com irídio-192 na braquiterapia. O TG-43, desenvolvido pela Associação Americana de Física Médica (AAPM), fornece diretrizes e métodos padronizados para calcular a dose de radiação e caracterizar sua distribuição ao redor da fonte de irídio. Isso é fundamental devido à alta taxa de dose e à distribuição anisotrópica de radiação do irídio-192. O uso do TG-43 garante a precisão e a consistência dos cálculos de dose e contribui para o avanço contínuo da segurança e eficácia dos tratamentos de braquiterapia. Assim, o formalismo TG-43 desempenha um papel fundamental na garantia da qualidade e na padronização dos procedimentos de planejamento e tratamento com irídio-192.

## 2.4 Formalismo TG-43

No ano de 1995, a Task Group 43 da American Association of Physicists in Medicine (AAPM) divulgou um documento chamado "*Dosimetria de Fontes de Braquiterapia Intersticial*", que foi posteriormente atualizado em 2004 no relatório TG43. Este relatório apresentou um método formal de cálculo de dose conhecido como Formalismo TG43, largamente adotado para o cálculo da dose nos planejamentos de tratamento em braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Ir-192. O formalismo proposto pelo TG 43 considera uma fonte de geometria cilíndrica. Com esse formalismo define-se a taxa de dose absorvida na vizinhança da fonte em análise, como demonstrado na Figura (2.1), que ilustra um sistema de coordenadas comumente empregado em dosimetria em braquiterapia, conforme especificado por esse protocolo. .

O Formalismo TG43 é baseado na utilização da intensidade de kerma no ar para determinar a atividade da fonte, tendo a água (de densidade igual a  $0,998 \text{ g/cm}^3$ ) como material de referência. Partindo do ponto ( $r_0 = 1 \text{ cm}$  e  $\theta_0 = 90^\circ$ ), o formalismo proposto no TG-43 descreve, conforme as definições geométricas apresentadas na Figura (2.1), a dose ou a taxa de dose em um ponto P ( $r, \theta$ ) no qual é expresso pela equação (2.8), sendo que  $r_0$  é a distância de referência (1 cm),  $r$  é a distância do centro da fonte ao ponto de interesse (em cm),  $\theta$  é o ângulo polar que especifica o ponto de interesse,  $\theta_0$  é o ângulo de referência que define o plano transversal da fonte ( $90^\circ$ ),  $\Lambda$  é a constante de taxa de dose (na água),  $S_k$  é a intensidade de kerma no ar,  $G_L(r, \theta)$  é o fator geométrico,  $g_L(r)$  é a função de dose radial e  $F(r, \theta)$  é a função de anisotropia [22, 23].

Nesse sistema de coordenadas,  $L$  é o comprimento efetivo da fonte de braquiterapia;  $P(r, \theta)$  é o ponto de interesse de cálculo da dose;  $P(r_0, \theta_0)$  é o ponto de referência da dosimetria;  $\beta$  é o ângulo subtendido por  $P(r, \theta)$  entre o início e o final do comprimento efetivo da fonte. Seguindo as diretrizes do protocolo TG-43, é possível calcular uma distribuição bidimensional de dose considerando a distância até o ponto de interesse ( $r$ ) em relação ao centro da fonte e o ângulo de interesse ( $\theta$ ) em relação ao eixo transversal da fonte.

Em linhas gerais, a introdução desse método matemático permitiu a inclusão de parâmetros

e variáveis que contribuíram para uma precisão mais aprimorada nos cálculos das doses distribuídas nas proximidades de fontes reais de braquiterapia. Esse processo levou em conta as características de design e composição de cada tipo de fonte. O método utiliza variáveis determinadas por simulações de Monte Carlo específicas para cada tipo de fonte, o que resultou em uma melhoria na precisão da dosimetria clínica dessas fontes [24].

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.8)$$

**Figura 2.1** Sistema de coordenadas usado para cálculos de dosimetria para braquiterapia

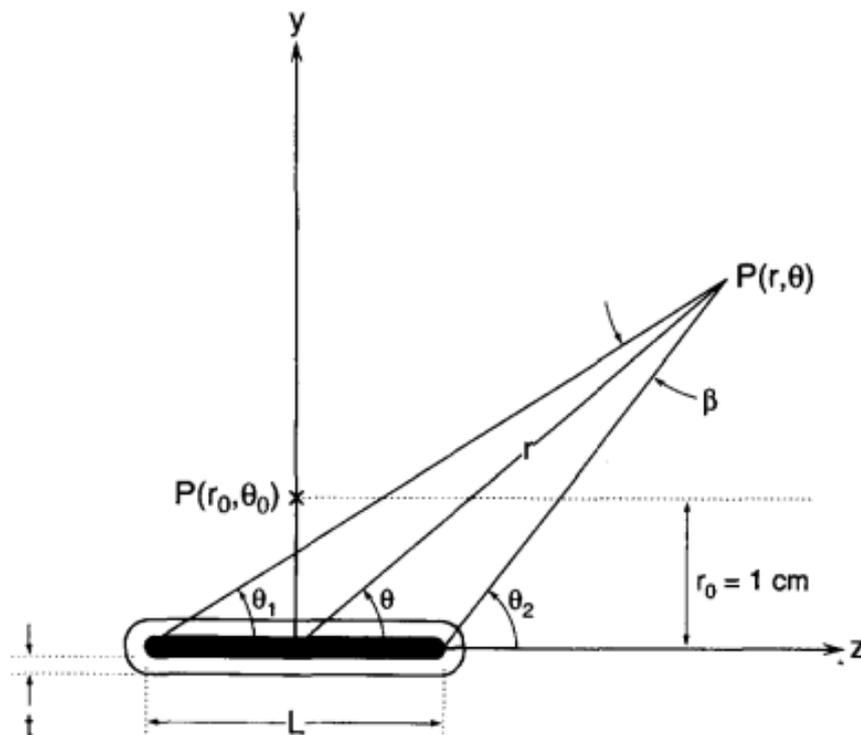


Imagem adaptada de [25]

## 2.5 Fantomas e Materiais Simuladores

Fantomas, também denominados de phantoms, são modelos utilizados para simular o corpo humano em diversas aplicações, como treinamento médico, calibração de equipamentos e em pesquisa. Esses modelos são desenvolvidos com o objetivo de reproduzir as propriedades físicas dos tecidos humanos, permitindo a realização de experimentos e estudos sem irradiar desnecessariamente os pacientes [26]. A utilização desses objetos para aferir doses em pesquisas antecipa a interação da radiação com os tecidos corporais e seus efeitos na dose. Essa informação influencia diretamente a qualidade do tratamento a ser administrado ao ser humano.

Um fantoma deve simular o mais fielmente possível o corpo humano para aprimorar a precisão e as medições da dosimetria de radiação. Também auxilia na determinação da quantidade de radiação absorvida em várias camadas pelo corpo humano. A água foi o primeiro material equivalente ao tecido usado para medição de radiação, uma vez que a água tem densidade unitária semelhante à do corpo humano; entretanto, a anatomia real do corpo humano é constituída por diferentes densidades. Essas heterogeneidades no corpo humano produzem perturbações na distribuição de dose durante a terapia de radiação [27].

Visando a terapia, usar água como um simulador que se aproxima do tecido humano é justificável, considerando que cerca de 70% dos constituintes do corpo são água. Historicamente, os procedimentos de dosimetria em radioterapia foram desenvolvidos com base em distribuições em meio aquoso, sem considerar as variações na geometria antropomórfica [25, 28, 29].

Na prática radioterapêutica, as principais interações dos fótons com a matéria ocorrem por meio dos processos de espalhamento Compton e fotoelétrico [30]. Essas interações estão diretamente relacionadas à energia dos fótons incidentes e à composição (densidade e número atômico) do material.

Os coeficientes (Atenuação, absorção de energia, espalhamento, colisão) resultantes são empregados em diversos algoritmos para o cálculo da dose absorvida. No entanto, ao considerar regiões com presença de diferentes materiais e composições, a utilização de algoritmos baseados em meios homogêneos, como a água, pode introduzir incertezas significativas nos cálculos [31].

Em certas circunstâncias clínicas que envolvem fontes de irídio-192, foram observadas diferenças de até 15% na dose absorvida ao comparar os algoritmos  $D_{w,w-TG-43}$  e  $D_{m,m}$  [32]. O algoritmo  $D_{w,w-TG-43}$  é utilizado para calcular a dose absorvida em tecidos próximos às fontes de radiação utilizadas na braquiterapia, como sementes de iodo-125 ou irídio-192. Esse algoritmo leva em consideração fatores como a geometria da fonte, a taxa de dose no ponto de referência e as características de atenuação do tecido ao redor da fonte para calcular a dose absorvida. O algoritmo  $D_{m,m}$  é semelhante ao  $D_{w,w-TG-43}$ , mas é utilizado especificamente para cálculos de dose em braquiterapia oftálmica, onde as fontes de radiação são posicionadas próximas ao globo ocular. Ele considera as características específicas do olho e dos tecidos circundantes para calcular a dose absorvida de maneira mais precisa nesse contexto particular. Em tratamentos de câncer de mama com irídio-192, Lymperopoulou *et al.* [33] constataram que as doses absorvidas no pulmão são 10% maiores quando se utiliza o algoritmo  $D_{w,w-TG-43}$ .

## 2.6 Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos desempenham um papel importante na dosimetria em braquiterapia, fornecendo uma ferramenta valiosa para a verificação da distribuição de dose no tecido circundante durante o tratamento. Esses filmes contêm substâncias que sofrem mudanças de cor em resposta à radiação ionizante, permitindo uma avaliação visual da dose absorvida em diferentes regiões do paciente. Na braquiterapia, em que a dose é altamente concentrada em torno da fonte de radiação, os filmes radiocrômicos podem ajudar os profissionais de saúde a garantir que a dose prescrita seja entregue com precisão ao alvo, enquanto os tecidos saudáveis circundantes recebem doses aceitáveis. Esses filmes são especialmente úteis para verificar a distribuição tridimensional da dose, ajudando a identificar áreas com doses excessivas ou insuficientes e otimizando assim o planejamento e a entrega do tratamento.

Como dosímetro, esse filme possibilita a verificação planar de doses. O mais comumente utilizado é o filme GafChromic, tipo EBT-3, da Ashland (utilizado nesse trabalho). Trata-se de um filme de cor verde com uma composição quase equivalente à de tecidos moles (9,0% de hidrogênio, 60,6% de carbono, 11,2% de nitrogênio e 19,2% de oxigênio) que muda sua coloração quando exposto à radiação, possuem um número atômico efetivo semelhante ao da água, que é próximo de 7, enquanto a desse dosímetro varia de 6 a 6,5 [34]. O filme radiocrômico contém um corante especial que é polimerizado durante a exposição à radiação. O polímero absorve luz, e a transmissão de luz através do filme pode ser medida com um densitômetro adequado. O filme radiocrômico é auto revelável, não necessitando de revelador ou fixador. Como o filme radiocrômico é isento de grãos, apresenta uma resolução muito alta e pode ser utilizado em regiões de alto gradiente de dose para dosimetria, por exemplo, nas proximidades de fontes de braquiterapia [35].

A capacidade dos filmes dosimétricos de reagir à radiação é frequentemente caracterizada como a taxa de variação na densidade óptica, isso implica que a radiação insidente no filme induz uma alteração de cor. Normalmente a densidade óptica desses filmes estabiliza-se aproximadamente 24 horas após a irradiação.

Eles apresentam características vantajosas quando comparados a outros detectores bidimensionais para radiações, sendo amplamente empregados como sistemas de medição de dose absoluta. Após a exposição à radiação, esses filmes desenvolvem a imagem de forma autônoma por meio do processo de autodesenvolvimento pós-irradiação. Esse processo é controlado pela polimerização dos monômeros do corante de polidiacetileno durante a transferência de energia de cada partícula para a parte receptiva [36]. Embora sejam pouco sensíveis à luz visível, é necessário armazená-los em locais escuros e controlar a temperatura devido à sua suscetibilidade a temperaturas elevadas e radiação ultravioleta. Por essa razão, é aconselhável evitar a exposição prolongada à luz fluorescente e solar [37–39].

Filmes radiocrômicos fornecem uma medida de dose absoluta. Em particular, esses filmes são reconhecidos por sua capacidade de resposta proporcional à quantidade de radiação absorvida (linearidade), pela consistência e confiabilidade em produzir resultados repetíveis (reprodutibilidade), e pela uniformidade em sua sensibilidade em toda a área de exposição. Contudo, para converter a resposta do filme em dose fornecida, é essencial obter sua curva de calibração. Essa curva é determinada pelo sistema de dosimetria do filme, que inclui o modelo do filme, o densitômetro específico utilizado e o protocolo estabelecido sob condições de referência. Isso faz com que tal sistema seja considerado um sistema de dosimetria de referência e de qualidade. Para se obter a curva de calibração ou irradiar o filme com doses específicas, um pedaço do filme é retirado para servir como background (BG). O BG representa uma porção do filme radiocrômico que não sofrerá alterações e reflete as variações na absorção do filme devido às condições ambientais, como temperatura, luz visível, umidade e luz de digitalização, por exemplo. Este pedaço deve ser manipulado da mesma forma que o filme irradiado [36].

A dosimetria com filmes radiocrômicos apresenta algumas vantagens em relação aos filmes radiográficos, como facilidade de uso, eliminação da necessidade de instalações de câmara escura, cassetes de filme ou processamento de filme, independência da taxa de dose, melhores características de energia (exceto para raios X de baixa energia de 25 kV ou menos) e insensibilidade às condições ambientais (embora a umidade excessiva deva ser evitada). Os filmes radiocrômicos geralmente são menos sensíveis do que os filmes radiográficos e são úteis em estudos com doses mais elevadas, embora a não linearidade da resposta à dose deva ser corrigida na região de doses mais altas [35].

Uma preocupação adicional relacionada aos filmes que incorporam a emulsão EBT [40] refere-se à sua digitalização, uma vez que apresentam uma dependência direcional durante esse processo. Isso implica que a qualidade da digitalização, como a intensidade do sinal ou a nitidez da imagem, pode variar com base na orientação do filme em relação ao scanner durante a digitalização. Essa variabilidade pode influenciar a precisão das medições da dose de radiação absorvida, destacando a importância de uma abordagem consistente e cuidadosa durante a digitalização e análise dos resultados dos filmes dosimétricos. Portanto, é recomendável digitalizá-los sempre na mesma orientação para obter resultados mais precisos nas análises dosimétricas [41, 42]. Alguns estudos sugerem que o filme radiocrômico Gafchromic EBT3 exibe menor dependência direcional em comparação com suas versões anteriores [43–45]. Devido à semelhança no número atômico ( $Z_{eff}$ ) entre a água e o filme radiocrômico.

## 2.7 Impressoras 3D

A impressão 3D é um método de produção de objetos que trabalha com a deposição e sobreposição de camadas finas, proporcionando a criação de objetos físicos por meio de modelo digital, processo esse advindo da tecnologia de prototipagem rápida (*Rapid Prototyping* – RP). O objeto de interesse pode ser construído manualmente através de um software específico para esta finalidade ou então capturado de um objeto já existente com o auxílio de um scanner, ou utilizando os dois meios combinados. A introdução da tecnologia da impressão 3D no ano de 1980, revolucionou os processos de produção de objetos, exigindo menos mão de obra para produção de objetos, diminuindo também o número de resíduos gerados por meio da sua fabricação de maneira quase automática e destacando-se pela fidelidade na reprodução do volume projetado em um curto período e pelos custos acessíveis associados à obtenção do produto final [16].

Para iniciar a construção do produto, é preciso criar um modelo digital, o qual deve ser feito graficamente representando o volume de interesse por meio de um software de desenho 3D. Posteriormente, esse arquivo é enviado à impressora, que, ao invés de tinta, utiliza um carretel contendo o material escolhido para a impressão, seja ele polímero, resina, ou outros.

As impressoras 3D operam de acordo com diversas tecnologias de impressão, como *Selective Laser Sintering* (SLS), *Laminated Object Manufacturing* (LOM), *Inkjet Printing Techniques* (IPM) e *Fused Deposition Modeling* (FDM). A distinção entre essas técnicas reside, fundamentalmente, no estado físico do material utilizado. Na SLS, partículas termoplásticas são fundidas por um laser; na LOM, filmes plásticos são colados em camadas e moldados por um cortador a laser; a IPM emprega camadas de pó ligadas por líquido adesivo, enquanto a FDM utiliza filamentos de termoplásticos fundidos e depositados em camadas por um processo de extrusão.

As impressoras que adotam a tecnologia FDM são as mais difundidas, e isso se deve a algumas características distintivas, sendo a principal delas o custo reduzido tanto da máquina quanto dos materiais utilizados nas impressões. Adicionalmente, seu processo de impressão é considerado o mais simples entre as tecnologias mencionadas.

Na atualidade, ao mencionar impressão 3D, os filamentos mais amplamente utilizados são o acrilonitrila butadieno estireno (ABS) e o ácido polilático (PLA). Ambos divergem em composição, com o ABS derivado do petróleo e o PLA biodegradável, originado de fontes renováveis, como amido de milho. Além disso, esses filamentos apresentam variações no ponto de fusão durante o processo de extrusão e nos procedimentos de pós-processamento para o acabamento das peças.

## 2.8 Ácido Polilático (PLA)

O ácido polilático (PLA) se destaca como o filamento primordial empregado em impressoras 3D, caracterizando-se por demandar temperatura de impressão inferior a que necessita um filamento de acrilonitrila butadieno estireno (ABS), eliminando assim a necessidade de uma mesa aquecida para a impressão. PLA é um poliéster alifático, termoplástico, semicristalino ou amorfo, biocompatível e biodegradável, cuja síntese ocorre a partir do ácido láctico proveniente de fontes renováveis, incluindo amido de milho, cana-de-açúcar, raízes de tapioca e amido de batata [46].

Devido à sua origem sustentável e propriedades biodegradáveis, o PLA se revela não tóxico, conferindo-lhe um impacto ambiental mais favorável quando comparado à maioria dos filamentos utilizados em impressoras 3D. Durante o processo de extrusão, ao ser aquecido, emite um sutil aroma doce, sendo capaz de degradar-se em ácido láctico, o que o torna inofensivo ao organismo humano. Em virtude dessa característica, o PLA encontra aplicação na medicina, sendo utilizado em suturas e implantes cirúrgicos, sendo considerado um dos materiais mais maleáveis para trabalhos [46].

Entretanto, é importante ressaltar que o PLA possui baixa resistência mecânica, sugerindo cautela ao utilizá-lo em peças que exigem resistência mecânica substancial. Além disso, é aconselhável evitar sua aplicação em componentes sujeitos a exposições a temperaturas em torno de 60 °C ou superiores [46].

Silva [47] conduziu um estudo na área de braquiterapia ginecológica em sua tese de doutorado, utilizando bexigas impressas em três dimensões a partir de PLA. O estudo incluiu a análise do comportamento da dose na superfície das bexigas, que foram impressas com base em imagens de tomografia computadorizada (TC) de pacientes reais com o aplicador braquiterápico já posicionado.

As bexigas artificiais foram feitas de filamento termoplástico de PLA, cuja composição e estrutura foram analisadas para caracterização de suas propriedades físico-químicas. A caracterização incluiu técnicas como análise elementar CHN, espectroscopia analítica, densidade de massa relativa, degradação por irradiação, coeficiente de atenuação mássico e número atômico efetivo.

Os resultados obtidos por Silva [47] mostraram que o PLA possui uma composição química predominantemente de carbono e hidrogênio. As análises revelaram que o PLA apresenta concentrações significativas de carbono e hidrogênio, tornando-o semelhante aos tecidos adiposos do corpo humano e ao acrílico utilizado em radioterapia como material simulador. Após exposição à radiação equivalente a 7500 sessões de braquiterapia (50.000 Gy), o PLA manteve sua composição e forma física, indicando sua adequação para simulações nesse contexto.

No que diz respeito ao coeficiente de atenuação mássico, o PLA apresentou comportamento

semelhante aos tecidos musculares, adiposos, moles e cerebrais, com maior divergência para o tecido ósseo. Em relação ao  $Z_{\text{eff}}$  (número atômico efetivo), o PLA mostrou uma diferença de apenas 6,5%, aproximadamente, em comparação com o tecido mole, sugerindo um bom nível de semelhança ao desse tipo de tecido.

Assim, levando em conta que a água é o material usado como padrão para simulação, a pesquisa de Silva [47] endossa a utilização do PLA em tratamentos de braquiterapia e confirma que esse material se comporta de maneira semelhante à água quando exposto a fontes de fótons.

A Figura (2.2) demonstra como o coeficiente de atenuação do PLA se compara com diferentes tecidos corporais e materiais simuladores. Para a faixa de energia do irídio-192 (com uma média de 380 keV), a variação do coeficiente de atenuação do PLA em função da energia é semelhante àquela observada em tecidos musculares, adiposos, moles e cerebrais [47].

**Figura 2.2** Variação do coeficiente de atenuação mássica do PLA em comparação com diferentes tecidos corporais.

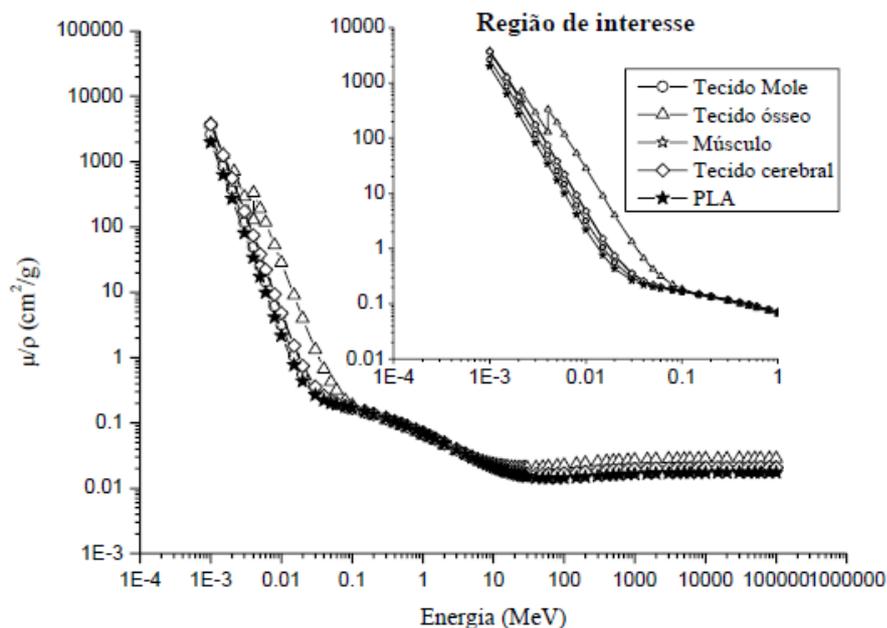


Imagem adaptada de [47]

## 2.9 Câncer

A origem da palavra "câncer" vem do grego antigo, "karkínos" que significa caranguejo. A primeira utilização registrada desse termo foi feita por Hipócrates, conhecido como o pai da medicina, que viveu entre 460 e 377 a.C. O câncer não é uma enfermidade recente. A presença de câncer em múmias egípcias indica que essa doença afetava a humanidade há mais de 3 mil

anos antes de Cristo [48].

Hoje em dia, o termo "câncer" engloba mais de 100 doenças diferentes que compartilham uma característica comum: o crescimento desordenado de células, as quais tendem a invadir tecidos e órgãos vizinhos. As células normais que compõem os tecidos do corpo humano possuem a capacidade natural de se multiplicar por meio de um processo contínuo. A maioria dessas células cresce, se multiplica e morre de maneira organizada. No entanto, as células normais não são todas iguais. Algumas, como os neurônios, nunca se dividem, enquanto outras, como as células do tecido epitelial, se dividem rapidamente e constantemente, em resposta a necessidades específicas do corpo [49].

O crescimento das células cancerosas difere do crescimento das células normais. Em vez de passarem por um ciclo controlado de vida, as células cancerosas continuam a se reproduzir de forma desordenada, gerando novas células anormais. Em certos momentos da vida, diversos organismos podem apresentar crescimento celular anormal, caracterizado pela rápida e incontrollável divisão celular, levando a distúrbios funcionais. Dentre esses distúrbios, o câncer se destaca devido à perda de controle sobre a divisão celular e à capacidade de invadir outras estruturas do corpo [48].

O câncer é uma das doenças mais prevalentes e desafiadoras do mundo contemporâneo, afetando milhões de pessoas anualmente. Essa enfermidade é uma ameaça à saúde global e uma das principais causas de morte. Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), estima-se que até 2040, o número de novos casos de câncer poderá aumentar em mais de 60%, representando um problema de saúde pública em constante crescimento [50].

Estimasse que para o triênio 2023-2025, o Brasil enfrenta um cenário desafiador em relação ao câncer, com estimativas de 704 mil novos casos, excluindo câncer de pele não melanoma. Destes, 49,5% afetarão homens e 50,5% mulheres. Excluindo o câncer de pele não melanoma, aproximadamente 70% dos casos novos serão de câncer de mama, próstata, cólon e reto, traqueia, brônquio e pulmão, estômago e colo do útero. O câncer de mama é o mais frequente em mulheres, enquanto o de próstata lidera entre os homens [51].

A distribuição por região mostra que o Sudeste concentra a maior parte dos novos casos, seguido pelo Nordeste, Sul, Centro-Oeste e Norte. Juntas, as regiões mais desenvolvidas (Sul e Sudeste) reúnem a maioria dos novos casos. A Região Sudeste também lidera em casos de câncer infantojuvenil. É fundamental adotar estratégias eficazes de prevenção e detecção precoce, bem como investir em tratamento e pesquisa para enfrentar esse desafio de saúde pública [51].

## **2.10 Tumores Ginecológicos**

Tumores ginecológicos são cânceres que se desenvolvem nos órgãos do sistema reprodutivo feminino, que incluem o útero, ovários, trompas de Falópio, colo do útero, vagina e vulva. Esses cânceres são frequentemente referidos como cânceres ginecológicos e podem afetar mulheres em diferentes idades. Os tumores ginecológicos mais comuns são: câncer de colo do útero, câncer de ovário, câncer de útero (Endométrio), câncer de vagina e vulva e câncer de trompas de falópio. Neste trabalho, abordaremos especificamente o câncer de colo do útero e o câncer de útero (Endométrio), uma vez que ambos são comumente tratados com braquiterapia, uma opção terapêutica eficaz.

### **2.10.1 Câncer de Colo do Útero**

O câncer do colo do útero, também conhecido como câncer cervical, é principalmente causado pela infecção persistente por certos tipos do papilomavírus humano (HPV), denominados tipos oncogênicos. Embora a infecção genital por esses vírus seja comum e frequentemente não cause doença, em alguns casos, pode levar a alterações celulares que podem progredir para o câncer cervical. Essas alterações podem ser detectadas facilmente por meio do exame preventivo, conhecido como Papanicolau, e são geralmente curáveis. Portanto, é fundamental realizar exames preventivos regularmente [52].

O câncer do colo do útero é o terceiro câncer mais comum entre as mulheres, ficando atrás apenas do câncer de mama e colorretal, sendo também a terceira principal causa de morte por câncer entre as mulheres no Brasil. Este tipo de câncer se desenvolve na parte inferior do útero, chamada "colo", localizada no fundo da vagina [52]. Para o ano de 2023, prevê-se que haja 17.010 novos casos, o que equivale a um risco de 13,25 casos para cada 100 mil mulheres [52].

### **2.10.2 Câncer de Útero (Endométrio)**

Aproximadamente 95% das neoplasias malignas que afetam o corpo do útero têm origem no endométrio. O câncer endometrial é classificado como a sétima forma mais comum de câncer em todo o mundo, com cerca de 200.000 novos casos sendo diagnosticados anualmente. Geralmente, esse tipo de câncer afeta mulheres após a menopausa, com uma idade média em torno de 60 anos. No entanto, cerca de 20% dos diagnósticos ocorrem em mulheres com idades entre 40 e 50 anos. O principal fator de risco para o desenvolvimento do câncer endometrial está relacionado à exposição contínua do endométrio ao hormônio estrogênio sem a contraposição da progesterona. Além disso, a obesidade desempenha um papel significativo como fator de risco, tornando o câncer endometrial uma das neoplasias mais associadas à obesidade [53].

Segundo o Instituto Nacional de Cancer Jose Alencar Gomes da Silva (INCA), o câncer de corpo do útero ou câncer de endométrio é o 7º mais incidente entre as mulheres e tem como estimativa 7.840 novos casos para cada ano deste triênio (2023-2025) [54].

## **2.11 Radioterapia**

No final do século XIX, após as descobertas do Raio X por Wilhelm Conrad Röntgen, a radioatividade por Antonie Henry Becquerel, e o radionuclídeo radio por Pierre Curie e Marie Curie, o uso de radiações ionizantes para tratamentos terapêuticos começou a evoluir assim que os efeitos dessas radiações nos tecidos biológicos foram compreendidos. Em janeiro de 1896, essas radiações foram utilizadas pela primeira vez no tratamento de uma paciente com câncer de mama [55].

A radioterapia é um procedimento terapêutico que emprega radiações ionizantes, como raios X, o feixe de radiação é direcionado para o tumor com o objetivo de danificar o DNA das células e inibir a divisão celular, visando destruir o câncer e as células cancerígenas próximas ao tumor. Durante a administração deste tratamento, as radiações não são perceptíveis ao paciente e não causam sensações desconfortáveis, mas o tratamento da radioterapia pode apresentar efeitos colaterais perceptíveis ao paciente no decorrer das sessões [54].

Na primeira década do século XX, a dose de radiação administrada ao paciente era determinada com base na resposta da pele do paciente à radiação [56]. Desde então, a radioterapia passou por avanços significativos desde então e atualmente é dividida em dois tipos principais: braquiterapia, que envolve radioterapia de contato, e teleterapia, que envolve radioterapia à distância.

### **2.11.1 Teleterapia**

Na teleterapia a fonte de radiação está posicionada a certa distância do paciente, normalmente, a entre 80 e 100 cm. A figura (2.3) caracteriza a evolução dos equipamentos utilizados em teleterapia. Figura 1.1 A unidade de cobaltoterapia em 1951 e a figura B aceleradores lineares utilizados atualmente.

**Figura 2.3** (A) Unidade de cobaltoterapia (B) Acelerador linear atual

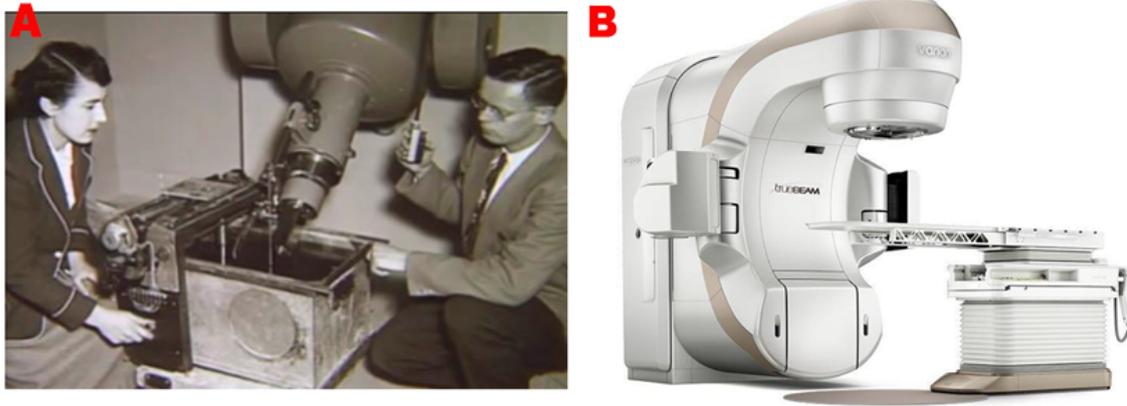


Imagem adaptada de [57, 58]

### 2.11.2 Braquiterapia

A palavra "Braquiterapia" tem origem grega, derivando da combinação de duas palavras: "brachys", que significa "curto" ou "próximo", e "therapeia", que se refere a "tratamento" ou "terapia." A Braquiterapia consiste em um método terapêutico no qual a fonte de radiação é posicionada em contato ou em estreita proximidade com os volumes-alvo do tumor. Essa proximidade permite que a radiação atinja diretamente o tumor, sem afetar os tecidos saudáveis.

A Braquiterapia pode ocorrer de maneira duradoura ou temporária. Em relação às aplicações permanentes, pequenas "sementes" contendo material radioativo são inseridas no alvo e mantidas no organismo do paciente. O período de meia-vida do isótopo radioativo determina a extensão temporal do efeito terapêutico. Já na Braquiterapia temporária, introduzem-se aplicadores nos quais as fontes radioativas são posicionadas. Após um intervalo específico para a administração da dose, os aplicadores são removidos [59]. A Figura (2.4) apresenta um exemplo de procedimento de braquiterapia de útero. Na figura se observa os aplicadores inseridos na vagina e no útero da paciente.

**Figura 2.4** Representação de braquiterapia de útero com aplicadores inseridos na vagina e no útero de uma paciente.

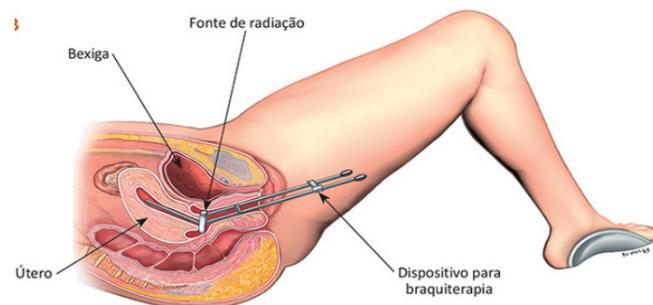


Imagem adaptada de [60]

### 2.11.3 Tipos de Braquiterapia

A Braquiterapia pode ser classificada em relação à disposição dos radionuclídeos e em taxa de dose fornecida. Em relação à disposição dos radionuclídeos temos: **1) Braquiterapia intersticial**, na qual a fonte radioativa é colocada dentro do tumor; e **2) Braquiterapia de contato**, em que a fonte radioativa é posicionada em proximidade ao tumor, sendo subdividida em modalidades intracavitária, intraluminal, endovascular e de superfície. A Braquiterapia intracavitária é a abordagem tradicionalmente empregada no tratamento do câncer do colo uterino [59].

Em relação à taxa de dose fornecida, medida em grays por hora (Gy/h), podemos dividir em cinco categorias: **1) taxa de dose ultrabaixa**, variando entre 0,01-0,3 Gy/h, geralmente aplicada por meio de "sementes" em Braquiterapia permanente; **2) baixa taxa de dose (Low Dose Rate, LDR)**, variando entre 0,4 e 2 Gy/h; **3) taxa de dose pulsada (Pulsed Dose Rate, PDR)**, envolvendo pulsos de radiação, normalmente uma vez por hora, com valores entre 0,5 e 1,0 Gy/h; **4) média taxa de dose (Medium Dose Rate, MDR)**, situada entre 2 e 12 Gy/h; e **5) alta taxa de dose (High Dose Rate, HDR)**, acima de 12 Gy/h [59].

Na HDR ou BATD, as aplicações são rápidas e o tempo total de tratamento, da ordem de minutos. Essa modalidade pode ser realizada de forma ambulatorial, evitando a necessidade de internação e isolamento prolongado do paciente, além de minimizar problemas de proteção radiológica. A BATD emprega normalmente fontes radioativas de Irídio-192 altamente ativas para tratar principalmente tumores ginecológicos. Nessa abordagem, doses elevadas de radiação são administradas em um curto período, utilizando aplicadores metálicos ou plásticos inseridos, por exemplo, na cavidade vaginal e uterina. A distribuição da radiação é calculada por meio de sistemas de planejamento 2D ou 3D.

A extensão do tumor é um dos principais indicadores prognósticos na braquiterapia ginecológica para garantir um controle local eficaz. Portanto, é crucial realizar uma avaliação precisa do volume tumoral e do volume-alvo clínico (Clinical Target Volume, CTV), que não só abrange o tumor em si, mas também as margens de segurança. Essas margens adicionais são essenciais para garantir a inclusão de áreas adjacentes ao tumor, considerando possíveis movimentos anatômicos e variações individuais, garantindo assim uma cobertura abrangente do tumor e contribuindo para resultados terapêuticos mais promissores. Além disso, a quantidade de radiação diminui à medida que a distância em relação ao aplicador aumenta. Esse aspecto destaca a importância crucial de posicionar adequadamente os aplicadores, guiados por exames de imagem apropriados. Na Braquiterapia convencional, o planejamento do tratamento geralmente é conduzido por meio de imagens bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D) [61].

No Sistema 2D, radiografias ortogonais, anterior e lateral da paciente, são capturadas com os aplicadores metálicos devidamente posicionados. Essas imagens são digitalizadas, e nelas são delineados os trajetos dos aplicadores e os pontos de dose a serem calculados. Os planejamentos

2D são particularmente úteis para tumores ginecológicos [62].

No Sistema 3D, tomografias computadorizadas (TC) são realizadas com os catéteres posicionados de maneira a possibilitar o cálculo das doses nos órgãos de risco, como o reto, a bexiga, os intestinos e a vagina, além de visualizar a cobertura de dose em três dimensões, proporcionando uma visão mais abrangente e detalhada do tratamento, em comparação com o método 2D. A técnica de tomografias computadorizadas (TC) é recomendada principalmente para o tratamento de tumores de cabeça e pescoço, bem como mama [62].

#### 2.11.4 Etapas do Tratamento Convencional (2D)

Assim que as imagens 2D da paciente são adquiridas, são estabelecidos pontos geométricos conforme as recomendações do ICRU-38, conhecido como sistema de Manchester [5]. Esses pontos servirão para prescrever e avaliar as doses para o colo do útero e para os órgãos de risco, respectivamente. Neste tipo de tratamento, os órgãos de risco são a bexiga e o reto da paciente. Um esquema geométrico na Figura (2.5) ilustra o fundo vaginal e o colo do útero, onde são visualizados os ovoides no fundo vaginal e uma sonda contendo as fontes radioativas no útero. Este conjunto de ovoides e sonda é chamado de aplicador. No sistema de Manchester,

**Figura 2.5** Pontos de dose prescritiva recomendados pelo ICRU-38

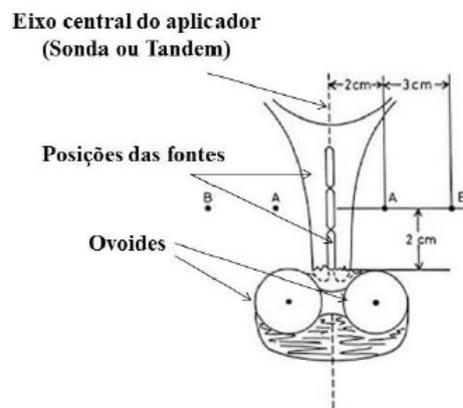


Imagem adaptada de [47]

são definidos ponto “A” e “B”. Esses são locais de prescrição e aferição de dose. O primeiro é o ponto localizado a 2 cm lateral ao canal central do óstio uterino e 2 cm superior à membrana mucosa do fórnice lateral, no eixo uterino. O ponto B é definido como sendo no eixo transversal do ponto A, distando 5 cm da linha média da paciente. Na prática clínica, o ponto A está localizado a 2 cm do flange da sonda intrauterina e 2 cm lateral no óstio central. No ponto A, deve chegar 100% da dose prescrita, bilateralmente. Para a bexiga, o ponto de referência de órgão é geralmente definido como o ponto localizado a 5 mm de profundidade na parede anterior da bexiga, no eixo central da vagina. Para o reto, é geralmente definido como o ponto

localizado a 5 mm de profundidade na parede posterior do reto, no eixo central da vagina. A Figura (2.6) mostra os pontos de avaliação de dose da bexiga e do reto e suas respectivas localizações. Com base no estágio clínico da paciente, que depende de vários fatores, o médico radioterapeuta irá prescrever a dose de referência no ponto A. As doses nos demais pontos são calculadas a partir da dose neste ponto. No entanto, as doses nos demais pontos não devem ultrapassar 70% da dose prescrita no ponto A. Após o planejamento, o tratamento é realizado, seguindo as estimativas para os pontos e os tempos de parada da fonte de radiação [47].

**Figura 2.6** Locais de avaliação da dose para a bexiga e o reto e suas respectivas posições.

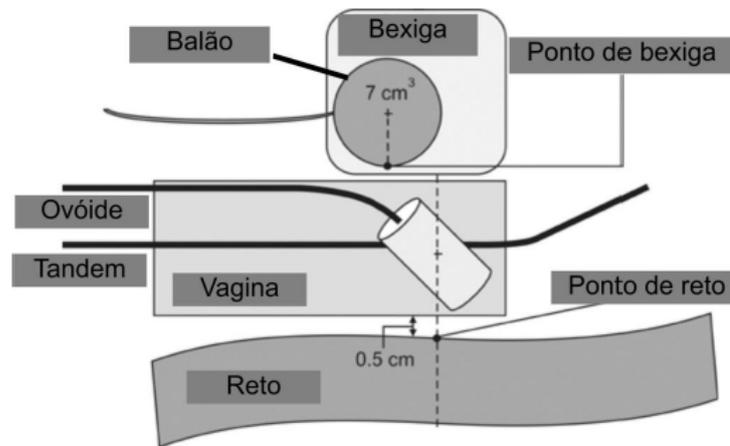


Imagem adaptada de [47]

### 2.11.5 Correção de Heterogeneidade

A correção de heterogeneidade desempenha um papel crucial na radioterapia, permitindo uma precisão excepcional no cálculo da dose de radiação administrada ao tumor e aos tecidos circundantes. Este processo considera as variações na densidade dos tecidos biológicos, garantindo que a quantidade correta de radiação seja entregue durante o tratamento, especialmente em planos de braquiterapia.

No entanto, em certos casos, como no câncer do colo do útero, onde o volume a ser tratado consiste principalmente em tecido mole, a correção de heterogeneidade não é necessária. Isso ocorre porque as variações na densidade dos tecidos são mínimas ou inexistentes, tornando a correção desnecessária para garantir a precisão dos cálculos de dose. Nos casos em que as variações das densidades dos tecidos são altas, é necessário o uso da correção de heterogeneidade.

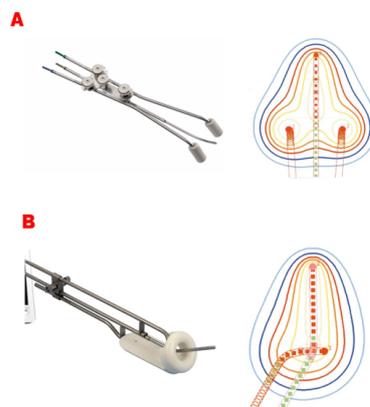
### 2.11.6 Aplicadores e Curvas de Isodoses

A braquiterapia ginecológica emprega uma variedade de aplicadores específicos para o tratamento de tumores cervicais e endometriais. Os dois grupos principais de aplicadores comumente utilizados são o tipo Fletcher e o tipo anel. O aplicador tipo Fletcher consiste em dois braços articulados, cada um com terminais cilíndricos para a colocação das fontes radioativas. Projetado para tratar carcinomas cervicais e endometriais, esse aplicador pode variar em diâmetro para melhor se adaptar às diferentes anatomias. Por outro lado, o aplicador tipo anel é composto por uma Sonda Intrauterina (SIU), um anel circular e um retrator retal, mantendo uma geometria fixa durante o tratamento.

Esses aplicadores são cruciais para direcionar e posicionar as fontes radioativas de maneira precisa no tecido-alvo. Uma vez posicionadas, é fundamental avaliar a distribuição da dose de radiação para garantir a eficácia do tratamento. É aqui que entram as curvas de isodose, representações visuais das regiões com a mesma intensidade de dose de radiação. Essas curvas são geradas considerando vários fatores, como tipo de feixe de radiação, geometria do tratamento e características do tumor.

As curvas de isodose desempenham um papel crucial no planejamento e na administração precisa do tratamento de radioterapia, ajudando a otimizar a distribuição da dose de radiação e a minimizar os efeitos nos tecidos saudáveis circundantes. Com elas, é possível ajustar os parâmetros do feixe de radiação conforme necessário para garantir a segurança do paciente e a eficácia do tratamento. A figura (2.7) apresenta uma caracterização dos aplicadores discutidos, juntamente com suas respectivas curvas de isodose.

**Figura 2.7** (A) Aplicador tipo Fletcher com sua respectiva curva de isodose (B) Aplicador tipo anel com sua respectiva curva de isodose



Fonte do autor

### 2.11.7 Controle da Qualidade

O propósito primordial da terapia de radiação é alcançar o controle máximo do tumor com a menor complicação para os tecidos normais circundantes do paciente. Nessa perspectiva, a precisão e a exatidão referentes à dose total, à distribuição da dose e ao seu fracionamento desempenham um papel crucial em um serviço de radioterapia para a implementação do tratamento. A dose e sua distribuição no corpo do paciente são para otimizar a probabilidade de controle local do tumor [63]. Consequentemente, ações são imprescindíveis para avaliar e garantir o funcionamento adequado tanto dos equipamentos quanto dos procedimentos, assegurando a entrega precisa da dose prescrita para o tratamento.

A elaboração e a contínua aplicação de testes nas fontes e nos sistemas de planejamento de tratamento (TPS) fazem parte do denominado Controle de Qualidade (CQ). O CQ envolve um conjunto de operações técnicas cujo propósito é garantir o cumprimento dos requisitos de qualidade, tanto das máquinas quanto dos processos. Os fundamentos de um Programa de Qualidade abrangem Educação, Verificação, Documentação e Comunicação. No que tange aos dispositivos de carregamento remoto de BATD, os elementos de segurança são testados diariamente, trimestralmente e anualmente [63].

Os testes diários incluem a verificação do funcionamento do controle remoto, a integridade dos cabos e conexões, o posicionamento correto dos cateteres e fontes de radiação, além de testes de segurança básicos. Trimestralmente, são realizados testes de calibração do sistema, verificação da consistência das doses administradas e testes de resposta a diferentes condições de operação. Anualmente, são feitas a calibração completa do sistema, inspeção detalhada de todos os componentes para garantir integridade e funcionamento adequado, além de testes de desempenho em condições de carga máxima e mínima para assegurar a segurança e precisão em todas as situações.

O propósito principal desses testes é reduzir a probabilidade de incidentes radiológicos, protegendo tanto a segurança do paciente, evitando subdoses (doses abaixo do necessário) ou sobredoses (doses excessivas) de radiação, quanto a segurança do corpo clínico. Cabe à instituição, que pode ser uma clínica médica ou um centro de saúde, desenvolver um programa adequado de Controle de Qualidade (CQ) não apenas para avaliar as fontes e equipamentos de braquiterapia, mas também para os procedimentos físicos e clínicos de rotina no setor. Este programa é essencial para garantir que os tratamentos de braquiterapia sejam realizados com segurança e eficácia, minimizando os riscos para pacientes e profissionais de saúde envolvidos [64].

## 2.12 Instituto do Câncer do Ceará - ICC

O Instituto do Câncer do Ceará (ICC) é uma instituição referência no tratamento oncológico, desempenhando um papel significativo na região nordeste do Brasil. Fundado em 25 de novembro de 1944, tendo sua sede no Hospital Haroldo Juaçaba, existe desde 1999 no bairro Rodolfo Teófilo, região central de Fortaleza. O instituto atende a pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS) bem como realiza atendimentos particulares. o ICC tem uma história sólida e comprometida com a promoção da saúde e qualidade de vida para pacientes com câncer. Ao longo dos anos, o instituto tem evoluído continuamente, incorporando avanços tecnológicos e métodos inovadores no campo da oncologia [16].

No que se refere à radioterapia, o ICC se destaca por oferecer serviços de alta qualidade e precisão. A instituição investe em equipamentos modernos e conta com uma equipe especializada de profissionais, incluindo radioterapeutas, oncologistas e técnicos, que colaboram para proporcionar tratamentos eficazes e personalizados. Além disso, o ICC está envolvido em pesquisas científicas e programas educacionais, contribuindo para o avanço do conhecimento na área e promovendo a disseminação das melhores práticas no tratamento do câncer por meio da radioterapia.

A despeito da frequência elevada de inserções para tratar tumores ginecológicos, ao longo de sua história, o setor de rario terapia do ICC também já realizou tratamentos para neoplasias localizadas no esôfago, face e mama.

## 2.13 Fantomas - Revisão na literatura

O uso de fantomas é fundamental para conduzir testes de controle de qualidade. Em um trabalho realizado por Wilby *et. al.* [65], é feito um levantamento dos fantomas desenvolvidos entre 2000 e 2019. Esse estudo detalha a utilização dos fantomas, os materiais empregados em sua fabricação, o radioisótopo escolhido, o tipo de detector adotado e, principalmente, a região do corpo que o fantoma simula.

Neste estudo de Wilby *et. al.* [65], a maioria dos fantomas citados foi desenvolvida para realizar controle de dose ou avaliação de dose nos órgãos de risco, bem como para criar aplicadores. Destacam-se os trabalhos de Zhang *et. al.* [66], HyunDo *et. al.* [67], Gerardy *et. al.* [68] e Jeang *et. al.* [69]. Todos esses estudos utilizaram o Ir-192 e filmes radiocrômicos Gafchromic do tipo EBT3 em procedimentos de braquiterapia ginecológica.

Wilby *et. al.* [65], destaca dois trabalhos conduzidos por Palmer *et. al.* [9, 70], com o objetivo de realizar controle de qualidade em braquiterapia ginecológica. Ambos utilizaram filmes radiocrômicos Gafchromic do tipo EBT3. Vale ressaltar que, enquanto o trabalho de

Palmer *et. al.* [9] utilizou o radioisótopo Co-60, o estudo de Palmer *et. al.* [70] empregou tanto o Co-60 quanto o Ir-192, conforme também abordado no presente trabalho.

O estudo realizado por Palmer *et. al.* [9] tem como objetivo aprimorar a verificação do controle de qualidade das doses administradas pelo sistema de braquiterapia HDR. Para isso, empregam o filme Gafchromic EBT3 como dosímetro para avaliar o desempenho do sistema de planejamento e entrega do tratamento. Para medir as doses recebidas pelos filmes, os pesquisadores criaram um fantoma feito de PMMA (Polimetilmetacrilato), comumente conhecido como acrílico. Esse fantoma consiste em uma caixa de acrílico preenchida com água, onde é inserida uma estrutura composta por placas de água sólida para acomodar os filmes e o aplicador do tipo anel. É importante destacar que o radioisótopo Co-60 foi utilizado neste estudo, conforme mencionado anteriormente. Após a implementação da metodologia, Palmer *et. al.* [9] conseguiram demonstrar a eficácia do uso de um fantoma com filmes radiocrômicos na verificação do controle de qualidade das doses administradas pelo equipamento de tratamento. Além disso, realizaram uma análise gama dos filmes e uma simulação de Monte Carlo para sustentar e validar os resultados obtidos.

O outro trabalho realizado por Palmer *et. al.* [70] tem como objetivo abordar a auditoria de braquiterapia HDR a partir de uma perspectiva inovadora: medir distribuições de dose ao redor de aplicadores de tratamento clínico e comparar com cálculos de isodoses do TPS, em vez de auditorias tradicionais em braquiterapia de doses pontuais de cateteres retos. Foram utilizados filmes radiocromicos Gafchromic do tipo EBT3 e a comparação entre a dose de filme medida e o cálculo do TPS é analisada por avaliação gamma. O fantoma foi projetado para medir as distribuições de dose ao redor de qualquer anel/ovóides e aplicador de tratamento clínico intrauterino (IU) para braquiterapia HDR para câncer de colo de útero. O fantoma foi feito de PMMA, água foi colocada no fantoma e placas de água sólida foram utilizadas para apoiar os filmes, quatro filmes foram colocados em planos ortogonais cruzando o tubo IU do aplicador de tratamento clínico. Os resultados do estudo mostraram que o filme EBT3 é um sistema de dosimetria capaz de medir a distribuição de dose para os fins de controle de qualidade, verificações de comissionamento ou auditorias dosimétricas. Além disso, realizaram uma análise gama dos filmes e uma simulação de Monte Carlo para sustentar e validar os resultados obtidos.

Existe na bibliografia um proposto por Zwierzchowski *et. al.* [71] no qual tem a mesma fundamentação que o trabalho de Palmer *et. al.* [9] e este presente estudo, no qual foi utilizado o filme Gafchromic do tipo EBT3. O fantoma produzido foi do tipo PMMA, dessa vez foi utilizado dois aplicadores do tipo anel de 26 e 30 mm de diâmetro e um tubo intra-uterino de 60 mm com ângulo de 60°. É válido resaltar que Zwierzchowski *et. al.* [71] utilizaram Ir-192 para a verificação do controle de qualidade assim como por Palmer *et. al.* [70] e neste trabalho. O fantoma foi construído usando grandes blocos de PMMA com cavidades preparadas para a sonda intrauterina. Os filmes dosimétricos foram então colocados em três planos. O primeiro

filme estava localizado na superfície da parte do anel do aplicador. O segundo estava localizado na superfície da sonda. O terceiro filme foi colocado na superfície da sonda perpendicular ao anterior. Assim como nos estudos realizados por Palmer *et. al.* [9, 70], Zwierzchowski *et. al.* [71] demonstra que a ideia de se criar um fantoma e utilizar filmes radiocromicos para o controle de qualidade é extremamente util e eficaz, entretanto algumas precauções devem ser adotadas, como por exemplo a preparação e manipulação dos filmes.

Portanto, podemos concluir que os estudos realizados por Palmer *et. al.* [9, 70] e Zwierzchowski *et. al.* [71] contribuem significativamente para o avanço do controle de qualidade em tratamentos de braquiterapia ginecológica, demonstrando excelente concordância entre as distribuições de dose calculadas pelo TPS e as doses medidas por filmes Gafchromic.

# MATERIAIS E MÉTODOS

## 3.1 Fantoma Angelika

Utilizamos o software *Revit* para a modelagem tridimensional do fantoma. Este programa versátil é aplicado tanto para a criação de peças quanto em projetos arquitetônicos. O fantoma foi subdividido em três partes distintas: uma base inferior, um corpo central e tampo.

A base inferior desempenha exclusivamente a função de suporte para o fantoma. O corpo central, de formato cilíndrico, apresenta oito rasgos destinados à inserção dos filmes radiocrômicos, além de um furo central para a introdução do cateter utilizado na braquiterapia. Na base superior, há também um furo central para o cateter e um rasgo lateral designado para a colocação de um filme radiocrômico. A Figura (3.2) destaca o fantoma modelado em 3D e a figura (3.3) caracteriza suas dimensões correspondentes.

A encomenda da impressão do fantoma foi realizada junto à empresa *MAXIMIZE INDUSTRIA E COMÉRCIO DE PLÁSTICO LTDA*, situada na cidade de Fortaleza, Ceará. A escolha do PLA como matéria-prima baseou-se em dois estudos prévios [16, 47], no qual foram avaliadas as propriedades físico-químicas do material e seu comportamento sob radiação ionizante em diversas faixas de energia.

Ribeiro [16] elaborou um fantoma para controle de qualidade em braquiterapia de alta taxa de dose, utilizando o polímero PLA como matéria-prima, conforme proposto por Silva [47]. A geometria inicial do fantoma permitia a inserção de 4 filmes radiocrômicos. No entanto, devido à sua não solidez, foi necessário colocá-lo em um tanque de acrílico com água para realizar o controle de qualidade na braquiterapia ginecológica. A Figura (3.1) apresenta a geometria e o setup para a entrega do tratamento.

Inspirado na metodologia de construção do fantoma apresentada por Ribeiro [16] e nas propriedades do PLA descritas por Silva [47], este trabalho desenvolveu um fantoma com o objetivo de eliminar a necessidade de utilização de água na simulação do tratamento. Portanto, o fantoma foi construído para apresentar uma estrutura sólida, totalmente preenchida, com base na geometria proposta por Ribeiro [16]. Ao criar uma estrutura sólida, a geometria cilíndrica do fantoma permitiu a criação de mais cortes, possibilitando a inserção de mais filmes para mapear a dose aplicada pelo radioisótopo na simulação do tratamento.

Para este trabalho, foi escolhido um aplicador do tipo anel, com uma sonda de 60 mm de

comprimento, conforme representado na Figura (3.11). Portanto, o fantoma foi projetado com um orifício central nas mesmas dimensões do cateter do aplicador, e os cortes no fantoma foram projetados com altura semelhante ao comprimento do cateter. Considerando que o aplicador utilizado é do tipo anel, também foi incorporado um tampo no fantoma, com o objetivo de mapear a dose distribuída no anel.

O fantoma foi produzido na *Impressora 3D Creality K1, FDM - 1201010168*, utilizando a técnica FDM de impressão. O fantoma foi fabricado em três partes: base inferior, corpo central e base superior. Toda a peça foi impressa em alta resolução, com preenchimento total, resultando em uma estrutura homogênea.

**Figura 3.1** (A) Geometria do fantoma (B) Setup para entrega do tratamento

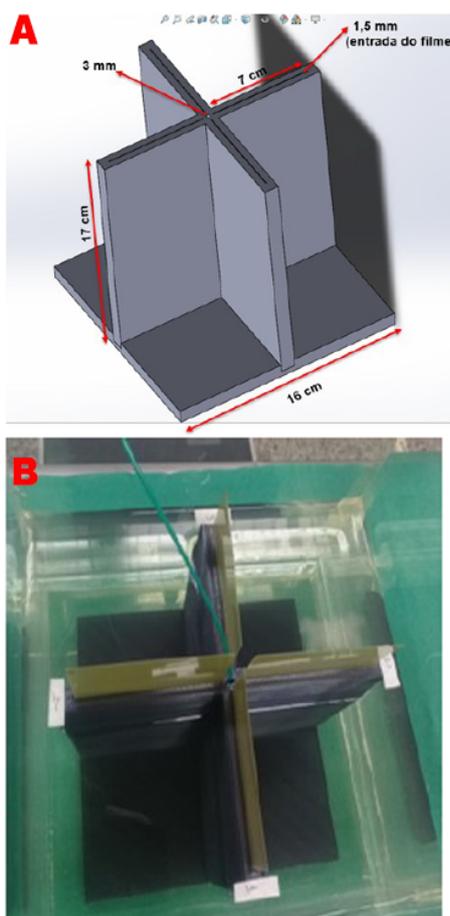
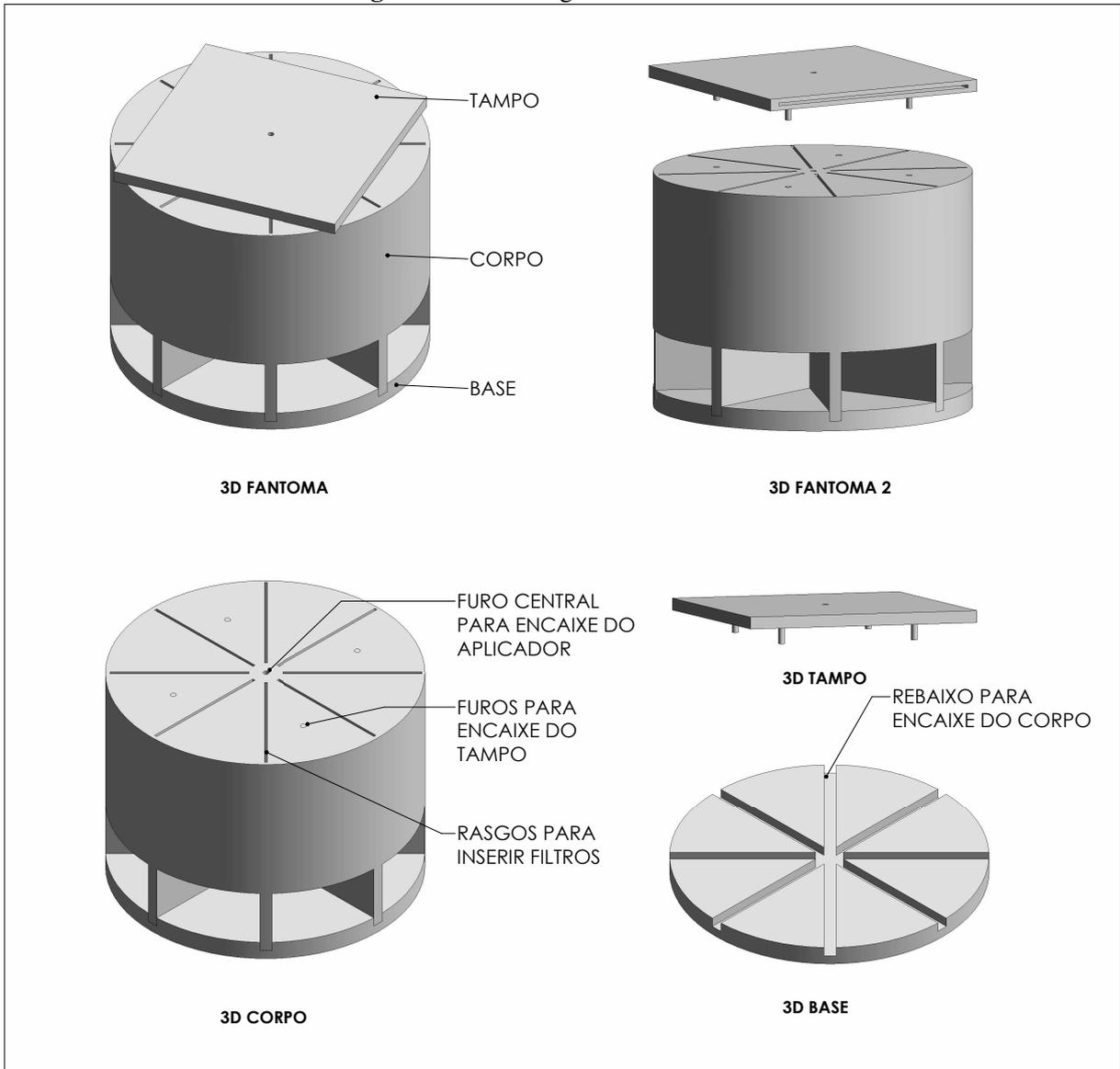


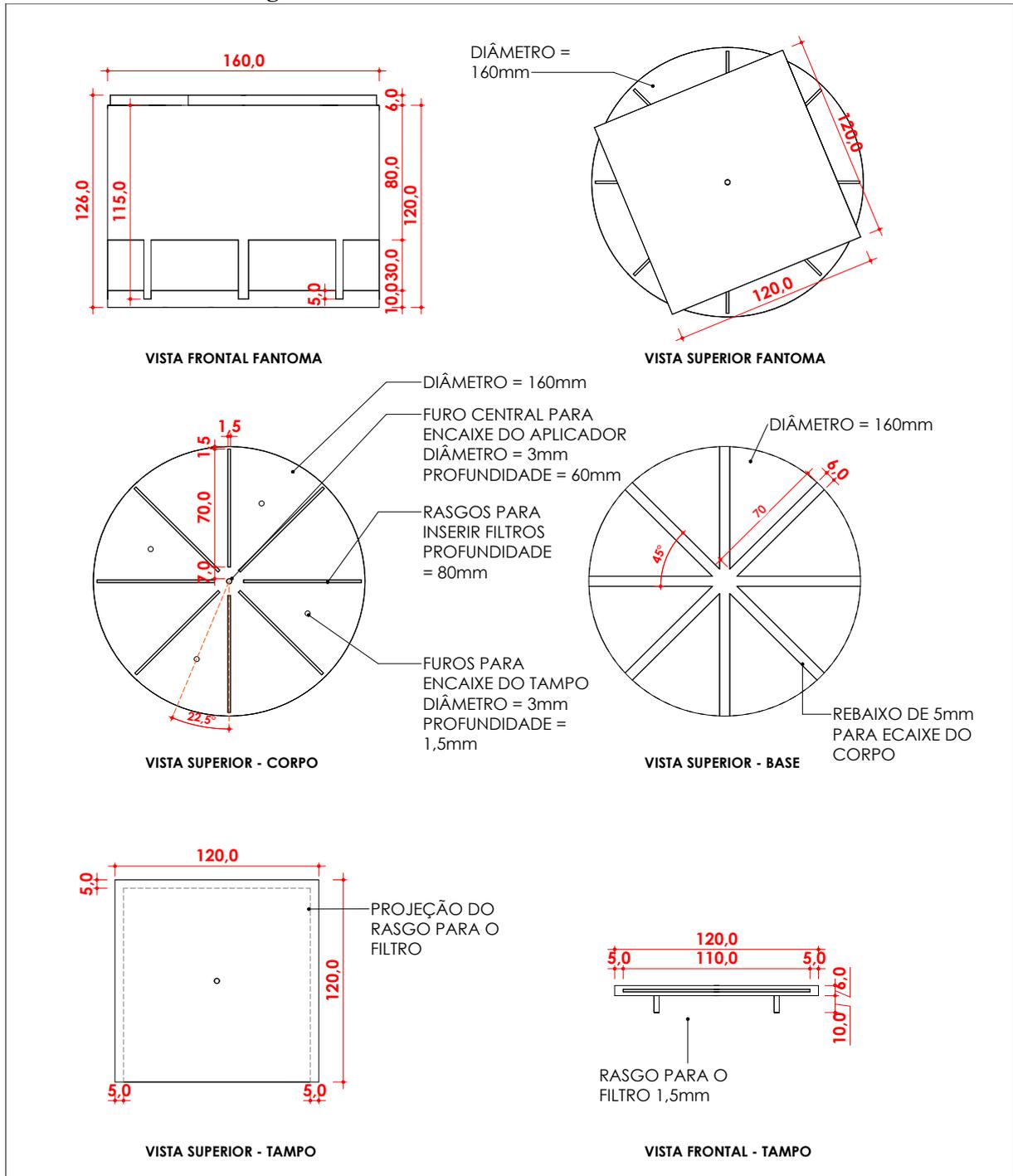
Imagem adaptada de [16]

**Figura 3.2** Modelagem 3D do Fantoma



Fonte do autor

**Figura 3.3** Desenho técnico com medidas do fantoma



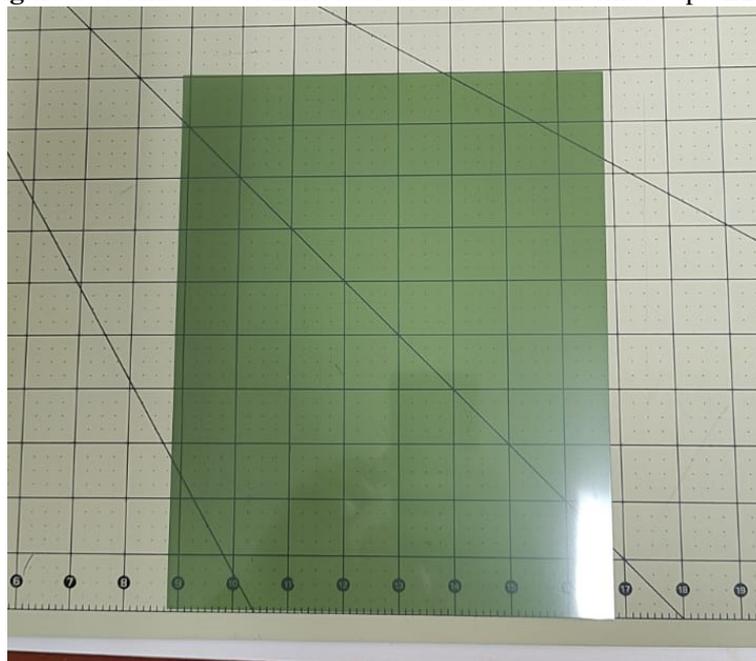
Fonte do autor

### 3.2 Calibração dos Filmes Radiocrômicos

Neste estudo, empregamos filmes radiocrômicos Gafchromic® do tipo EBT3, provenientes do lote (04191702), conforme indicado na Figura (3.4). Antes da irradiação com a fonte de Irí-

dio, realizamos a calibração com o intuito de avaliar a qualidade dos filmes. O procedimento de calibração foi conduzido em um acelerador linear de uso clínico, utilizando um feixe de fótons de 6 MV. Embora a fonte irradiadora utilizada neste trabalho seja o irídio-192, a característica de baixa dependência energética do Gafchromic EBT3 na faixa de 100 keV a 18 MV permite que a calibração seja realizada com um feixe clínico de maior energia [16].

**Figura 3.4** Amostra de filme radiocrômico Gafchromic® tipo EBT3

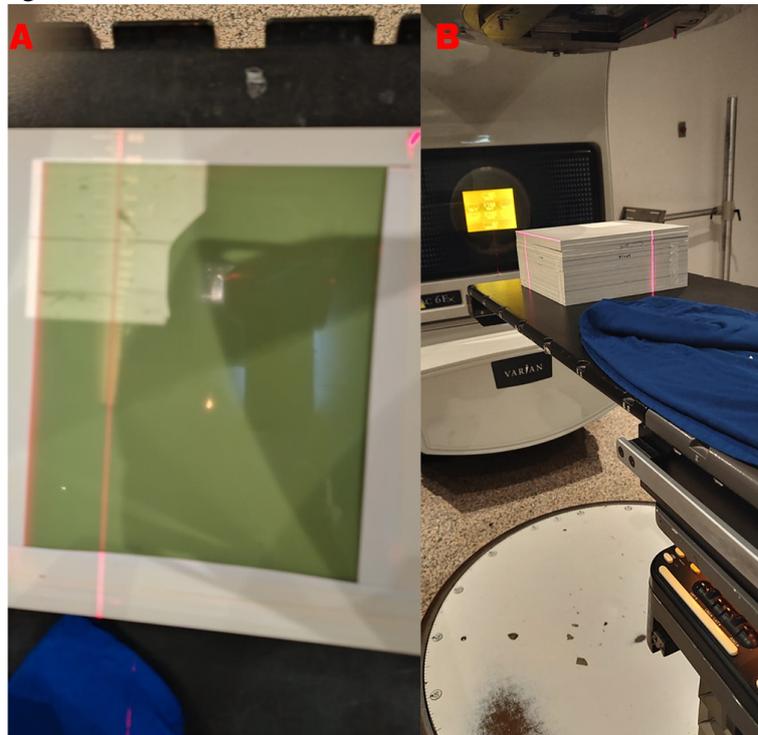


Fonte do autor

Para isso, desenvolvemos um plano utilizando o Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) do Hospital, o Eclipse da Varian. O plano consiste em 13 placas de água sólida RW3, cada uma medindo 30 cm x 30 cm e com espessura de 1 cm, dispostas uma sobre a outra. A irradiação dos filmes nessa configuração foi realizada com Gantry, colimador e mesa a 0°, utilizando um tamanho de campo de (10 x 10) cm<sup>2</sup> a uma distância fonte-superfície (SSD) de 100 cm. As prescrições de dose foram estabelecidas de acordo com as recomendações para uma avaliação de tratamento ginecológico com Braquiterapia HDR, dentro da faixa de dose recomendada para filmes radiocrômicos tipo EBT3, conforme especificações do fabricante. Na Figura (3.5) a parte A ilustra o setup de irradiação elaborado para a calibração do filme, destacando a área do filme que será irradiada por 200 cGy. O filme foi dividido em quatro áreas distintas para receber a radiação, visando aproveitar ao máximo a área disponível no filme.

Um filme foi posicionado sobre as placas de água sólida e centralizado. Para protegê-lo, colocou-se uma folha de papel sobre o filme, seguida por 5 cm de água sólida, que serviu como ponto de referência para a normalização do plano de irradiação. Essa configuração permitiu que as medidas fossem realizadas fora da região de buildup. Irradiações foram conduzidas com

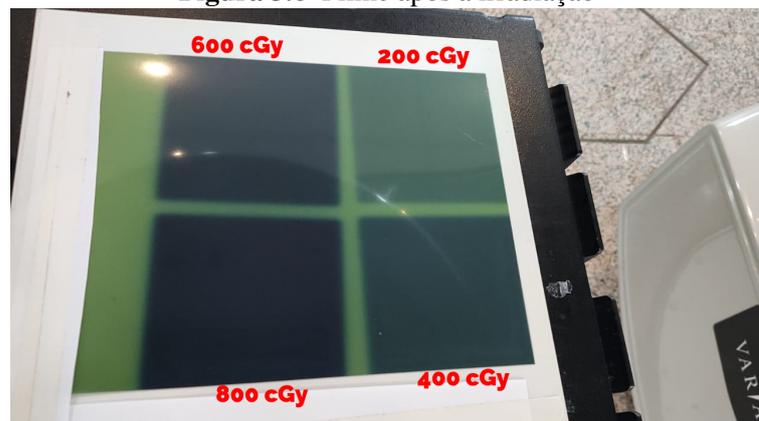
**Figura 3.5** (A) Representação do setup de irradiação para calibração do filme (B) Posicionamento do filme nas placas de água sólida RW3



Fonte do autor

doses de 200, 400, 600 e 800 cGy. Cada irradiação foi realizada individualmente em uma área específica do filme, com o objetivo de otimizar a sua utilização. A Figura (3.6) ilustra o filme após o processo de irradiação.

**Figura 3.6** Filme após a irradiação



Fonte do autor

Após a irradiação, o filme foi armazenado em um local com temperatura controlada, evitando qualquer contato com luz. Após 24 horas, o filme foi levado ao scanner Epson 11000XL (Figura (3.7)) e devidamente alinhado. A imagem digitalizada foi exportada para o software

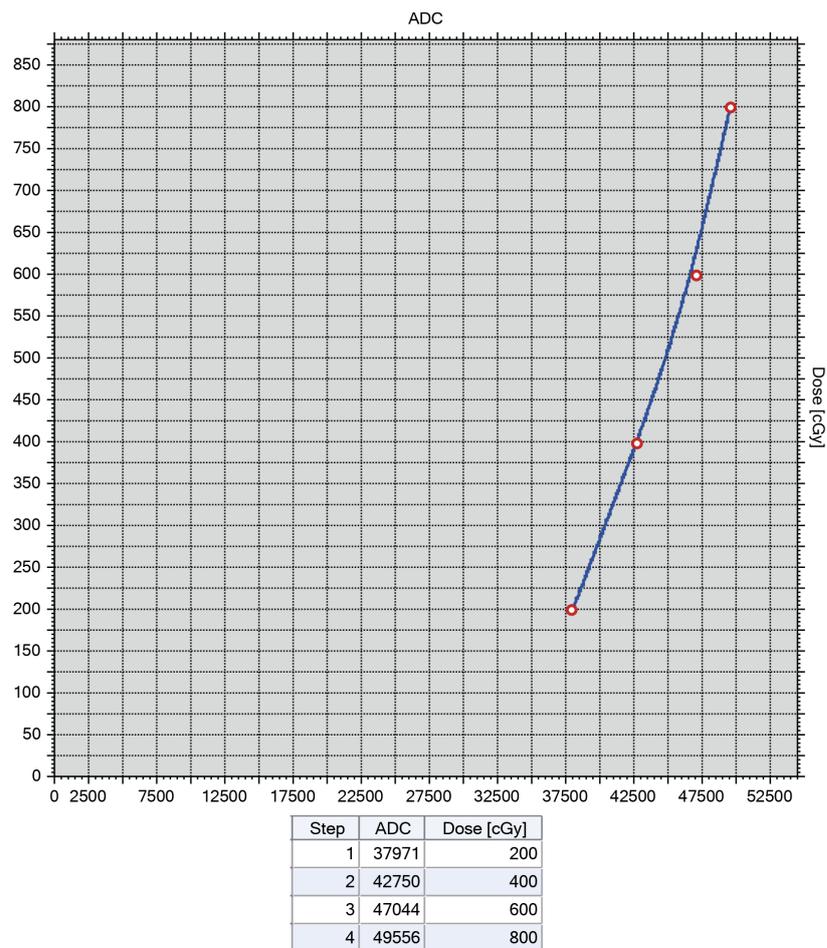
*OmniPro – IBA (versão 1.7b)*, com o qual obtivemos a curva de calibração para o lote de filmes. O gráfico correspondente pode ser visualizado na Figura (3.8).

**Figura 3.7** Escaner utilizado para digitalização dos filmes



Fonte do autor

**Figura 3.8** Curva de calibração (Dose absorvida x Densidade optica) obtida para o lote de filmes utilizado

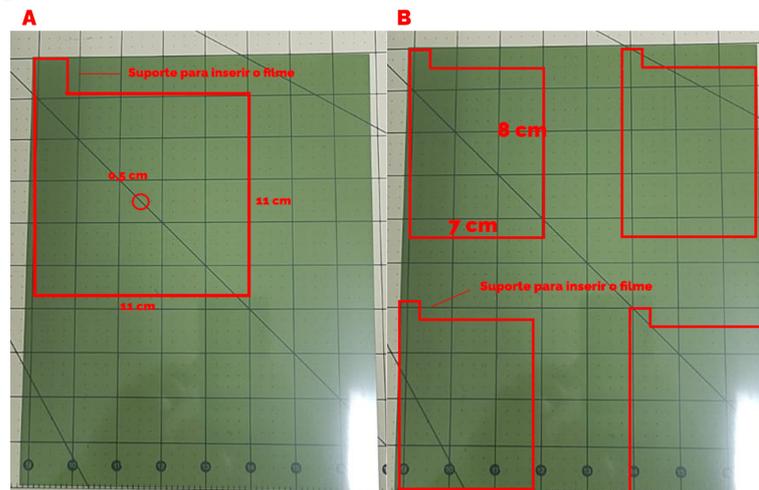


Fonte do autor

### 3.3 Preparação dos Filmes Radiocrômicos

Após realizar o processo de controle de qualidade dos filmes radiocrômicos, preparamos nove filmes para inserção no fantoma. Um filme foi designado para ser aplicado na base superior do fantoma, enquanto os demais foram preparados para serem inseridos no corpo central. Antes de confeccionar os filmes, consideramos a melhor estratégia para aproveitar ao máximo a área do filme e minimizar a necessidade de cortes, visando preservar a sensibilidade e facilitar a manipulação do filme. No total, foram utilizados três filmes, e a Figura (3.9) representa a esquematização para o recorte desses filmes. Para a sua manipulação, empregamos uma base de apoio, estilete, cortador giratório, régua, tesoura, papel para fazer o molde dos filmes, caneta e luvas de vinil sem pó, conforme mostrado na Figura (3.10).

**Figura 3.9** (A) Corte filme base superior (B) Corte filme corpo central



Fonte do autor

**Figura 3.10** Sistema de corte dos filmes radiocrômicos



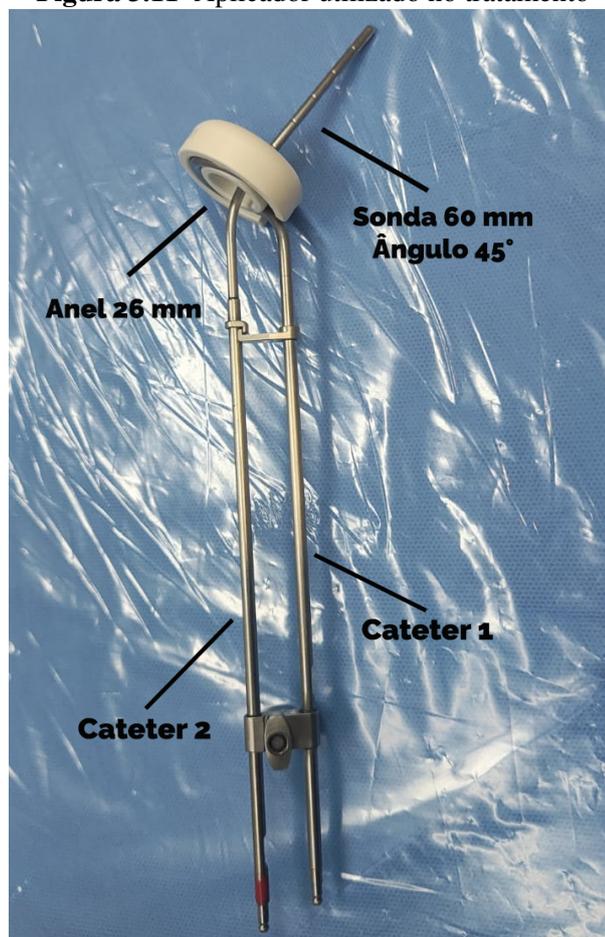
Fonte do autor

### 3.4 Obtenção das Imagens 2D e 3D do Fantoma ANGELIKA

A proposta central deste trabalho é propor um fantoma como método de controle de qualidade para tratamento de braquiterapia. Denominamos o fantoma como ANGELIKA, simulando uma paciente que será tratada do câncer de colo de útero. No planejamento da sessão de braquiterapia, o primeiro passo é posicionar corretamente o 'paciente' na sala de tratamento e obter a imagem 2D por meio de radiografia. Antes de realizar a radiografia, selecionamos o aplicador que será utilizada no tratamento. O aplicador escolhido foi do tipo anel, tendo uma sonda com 60 mm de comprimento, angulação de 45° e anel com raio de 26 mm. A figura (3.11) ilustra a sonda escolhida.

Após a escolha da sonda, é feita a radiografia da paciente, registrando-a no prontuário e no sistema de computadores do hospital, a fim de manter o controle do tratamento. A Figura (3.12) mostra como todo o procedimento foi realizado para emitir a radiografia, incluindo as grandezas adotadas para a produção da imagem. Assim, conseguimos gerar a Imagem 2D para realizar o planejamento do tratamento da paciente, conforme mostra a Figura (3.13).

**Figura 3.11** Aplicador utilizado no tratamento



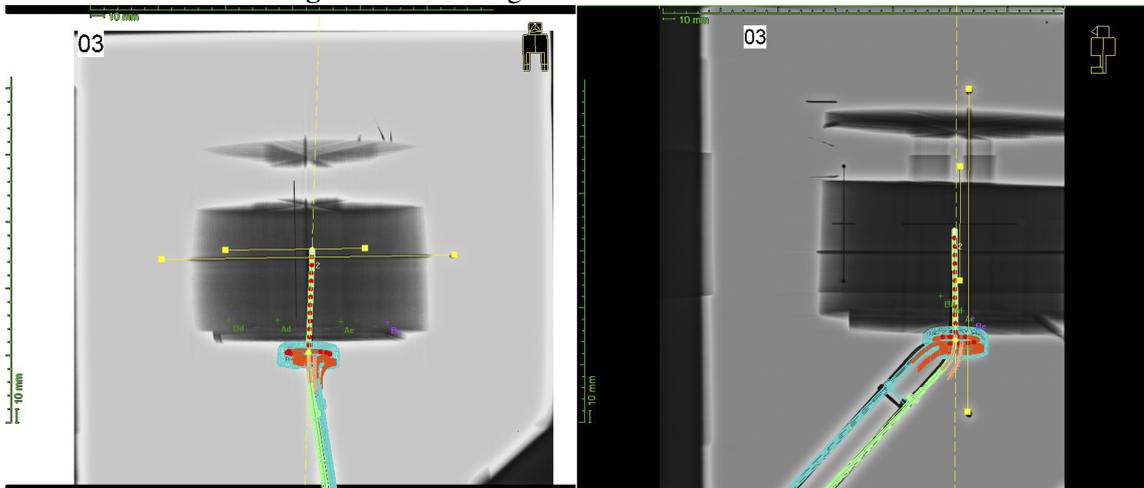
Fonte do autor

**Figura 3.12** (A) Fantoma Angelika posicionado para o raio X (B) Parâmetros utilizados na máquina para obtenção do Raio-X



Fonte do autor

**Figura 3.13** Radiografia do fantoma ANGELIKA

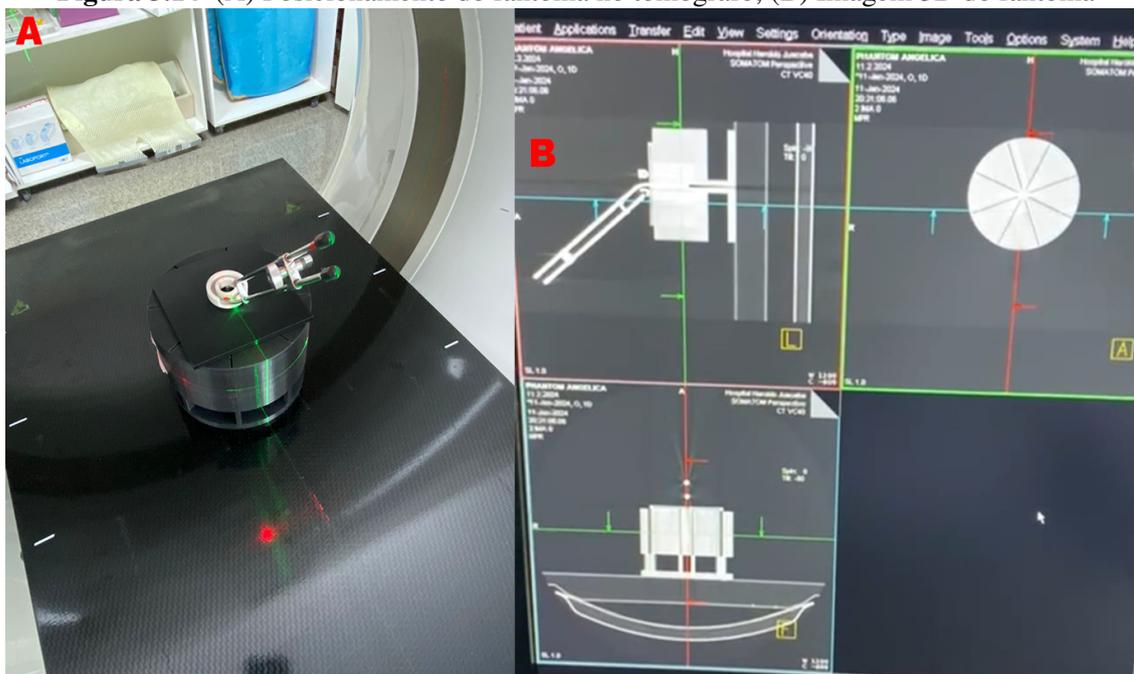


Fonte do autor

Em seguida, realizamos a imagem 3D do fantoma ANGELIKA, ou seja, a Tomografia Computadorizada (TC). Ela foi posicionada na mesa do tomógrafo e alinhada com os lasers laterais e sagitais. Assim como na imagem 2D, inserimos o simulador de fontes (dummy) com 0,5 cm de espaçamento no orifício central do fantoma, projetado para a entrada da fonte.

As imagens de TC foram adquiridas no tomógrafo da instituição, um Philips Brilliance de 10 canais. Para isso, utilizamos o protocolo de obtenção de imagem de pelve para planejamento radioteráutico, com uma espessura de corte de 3 mm na direção crânio-caudal. A figura (3.14) destaca o posicionamento do fantoma no TC com o objetivo de gerar a imagem 3D.

**Figura 3.14** (A) Posicionamento do fantoma no tomografo; (B) Imagem 3D do fantoma



Fonte do autor

### 3.5 Procedimentos de Preparação e Metodologia de Irradiação

Para a irradiação, foi elaborado um plano único no *TPS Oncentra Brachy (v.4.5.1)*. Neste plano, simulamos um tratamento de braquiterapia ginecológica em uma paciente com câncer de colo de útero, utilizando um aplicador do tipo anel, conforme descrito anteriormente. A expectativa deste planejamento é que a curva de isodose adote a forma de uma 'pêra invertida'.

A Figura (3.15) detalha o posicionamento do fantoma ANGELIKA em uma simulação de seção de braquiterapia. Nove filmes foram inseridos no fantoma, distribuídos no tampo e no corpo central. Em seguida, o aplicador foi colocado no orifício do fantoma e conectado ao Microselectron. Este plano de tratamento foi enviado ao programa *Oncentra TCS (v.3.5.1.500)* para a aplicação do tratamento no fantoma, seguindo o procedimento padrão do setor. O plano de tratamento gerado foi impresso para documentação e será apresentado posteriormente neste trabalho no apêndice A.

Após a conclusão do 'tratamento', os filmes foram retirados do fantoma e devidamente numerados conforme sua posição no fantoma. A identificação foi realizada na borda superior lateral de cada filme, fora da area irradiada.. Em seguida, cada filme foi cuidadosamente colocado em um envelope com o nome do plano executado. Esse envelope foi armazenado em um local com temperatura controlada e isento de contato com qualquer tipo de radiação, por um período de 24 horas.

No dia seguinte, iniciou-se o processo de leitura desses filmes, utilizando o scanner *Epson*

*modelo 11000XL* e o software *OmniPro – IBA (versão 1.7b)*. Os filmes foram digitalizados seguindo o mesmo método empregado na digitalização durante o procedimento de calibração (Figura (3.16)). Suas imagens foram convertidas em mapas de dose através do *OmniPro*. Por meio desses mapas, é possível realizar não apenas a conferência do resultado obtido em relação ao tratamento planejado, mas também avaliar o perfeito estado da fonte de irídio em questão. Esta avaliação inclui características esperadas e bem conhecidas quanto à forma, tamanho e anisotropia da fonte.

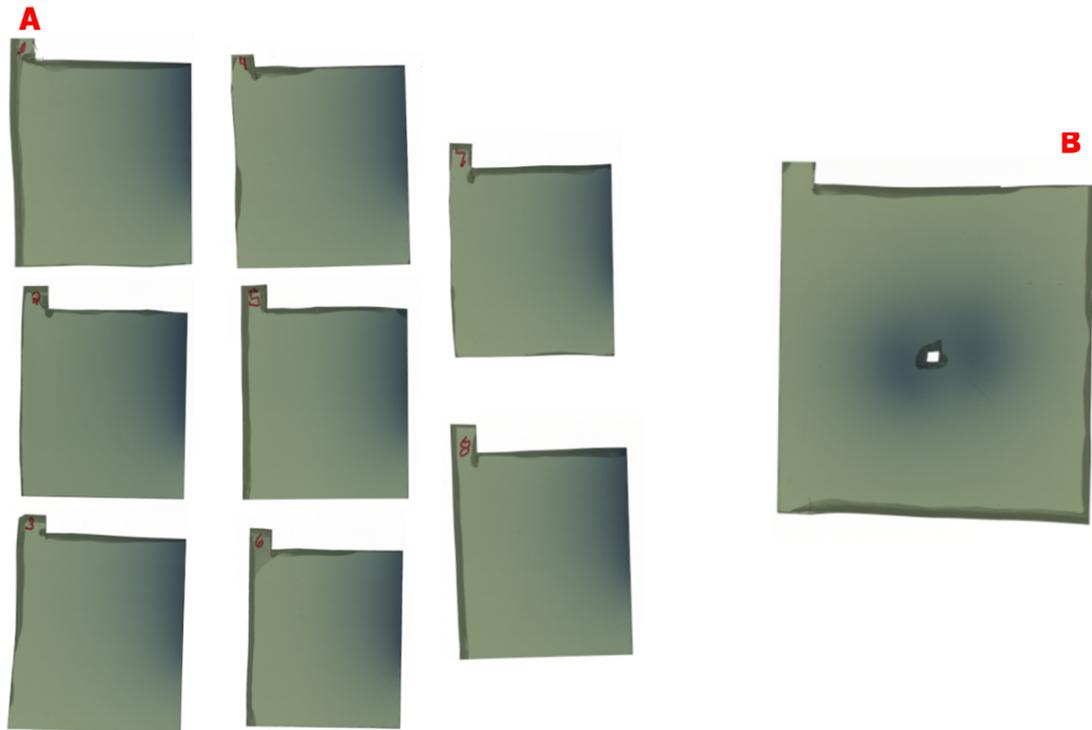
As etapas de manipulação, identificação e armazenamento dos filmes foram conduzidas com os cuidados exigidos por esse dosímetro de manejo tão sensível.

**Figura 3.15** Setup do tratamento planejado no fantoma ANGELIKA



Fonte do autor

**Figura 3.16** Filmes que foram inseridos no fantoma Angelika, escaneados após deposição de dose de 500 cGy - (A) Corpo central (B) Tampo



Fonte do autor

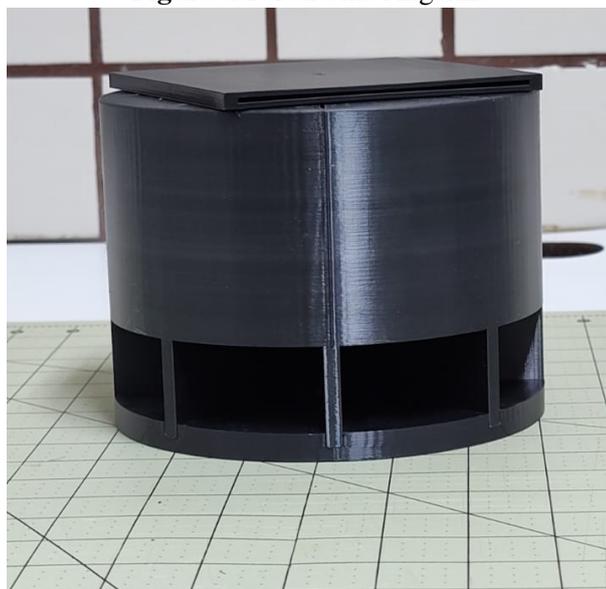
## RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 O Fantoma Angelika

O produto final, Angelika, foi impresso com fidelidade ao projeto desenvolvido no software *Revit* (Figura (4.1)). Todas as dimensões foram verificadas e, além de confirmar a reprodução fiel do que foi projetado, as medidas da peça mostraram-se satisfatórias para o posicionamento tanto dos filmes quanto do cateter, por onde deve passar a fonte de Ir-192. Como primeiro resultado obtido neste trabalho, o fantoma se apresenta apto e viável para ser usado no controle da qualidade de tratamentos de braquiterapia ginecológica.

Devido ao fantoma Angelika ser constituído apenas de PLA e à pelve feminina conter predominantemente tecidos moles, não foi necessário aplicar correções de heterogeneidade devido ao alto gradiente de dose, onde a dose diminui rapidamente devido à similaridade do tecido mole com a água.

**Figura 4.1** Fantoma Angelika



Fonte do autor

## 4.2 Resultado do Filme Radiocrômico

Foi necessário verificar a qualidade do lote do filme radiocrômico utilizado com o objetivo de determinar sua adequação como dosímetro neste projeto. O processo de calibração foi conduzido no acelerador linear do ICC, resultando na obtenção de uma curva de calibração que estabelece a relação entre a dose absorvida e a densidade óptica do filme. Os resultados indicaram que o lote de filmes possui boa qualidade e está apto para uso como dosímetro, como representado na Figura (3.8).

## 4.3 Resultado dos Planejamentos 2D e 3D

Com o objetivo de verificar a precisão na entrega do tratamento pelo equipamento de pós-carregamento remoto e avaliar a funcionalidade do fantoma Angelika, realizamos uma avaliação dos planos focada nas prescrições de doses para tratamentos que utilizam um aplicador do tipo anel, simulando a terapia para colo de útero realizada no setor de Braquiterapia do ICC.

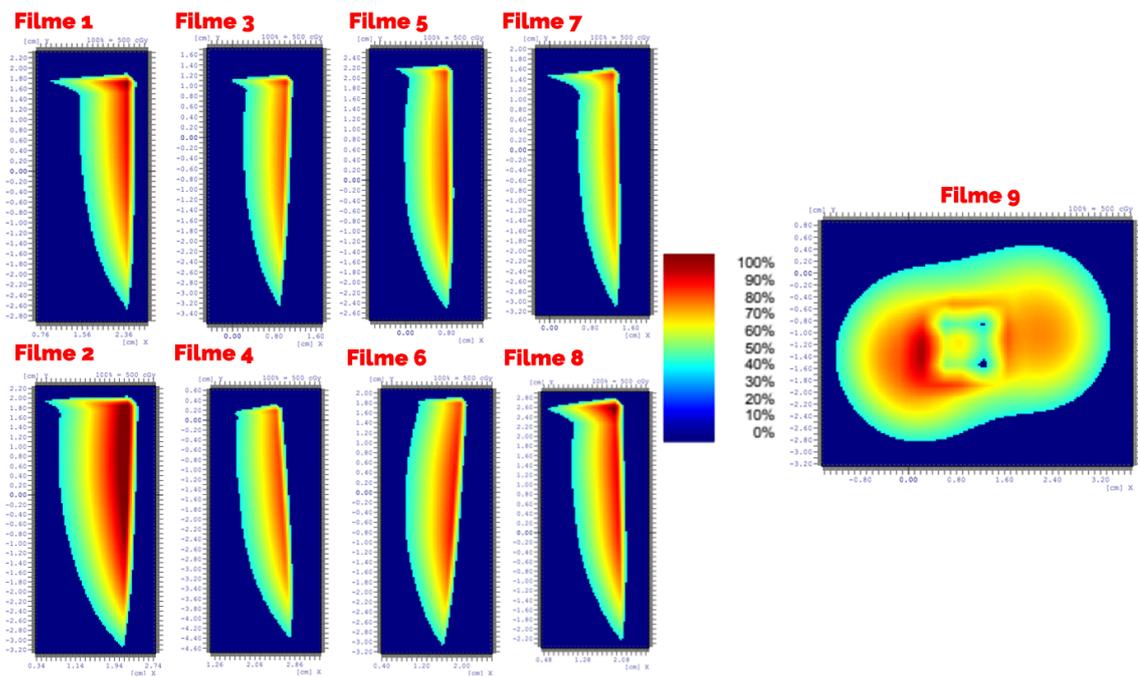
Foi elaborado um plano para o tratamento do colo do útero simulado no fantoma Angelika. Na simulação do tratamento, um aplicador do tipo anel foi utilizado, com sonda de 60 mm, com angulação de 45° e o anel com raio de 26 mm. Uma dose de 500 cGy foi administrada. Para avaliar a distribuição da radiação terapêutica no fantoma, filmes radiocrômicos foram inseridos nele. Foram utilizados 9 filmes, sendo o filme número 9 posicionado no tampo, próximo ao anel, e os demais no corpo do fantoma, dentro de seus cortes.

As densidades ópticas medidas com o scanner foram convertidas em mapas de dose usando o software *FilmQAPro*, conforme representado na Figura (4.2). A figura apresenta uma legenda de cores que caracteriza a intensidade de dose em cada região do mapa. É possível identificar que as cores do mapa de dose estão todas posicionadas ao lado direito dos filmes de 1 a 8; isso se deve à posição do filme no fantoma, visto que essa parte do filme está próxima ao aplicador. Já o filme 9 apresenta um mapa de dose diferente dos demais filmes, devido à geometria do anel. Vale ressaltar que a parte dos filmes mais próxima ao aplicador é a parte que não foi cortada no filme, como representado na Figura (3.9). Essa medida foi adotada para evitar problemas na leitura dos filmes. Além disso, é possível perceber que quanto mais escura a cor no mapa de dose, maior é a porcentagem da dose, enquanto mais clara, menor a dose. O resultado esperado em relação aos filmes foi alcançado, pois os mapas de dose apresentam formas semelhantes, já que a taxa de dose é contínua. O filme 9 apresenta uma variação nas cores, é possível perceber que o lado esquerdo apresenta uma grande área onde foi aplicado 100% da dose, entretanto o lado direito apresenta uma área de 100% de dose inferior. Esperava-se uma linearidade nas porcentagens de dose no mapa devido à geometria do anel. No entanto, isso não ocorreu devido ao

posicionamento inadequado do aplicador no fantoma Angelika, o que resultou na formação de uma fenda entre o tampo e o aplicador, conforme representado na Figura (4.3). Essa fenda criada contribuiu para a divergência observada. Na Seção 4.3, será apresentada uma metodologia para resolver o problema relacionado à fenda.

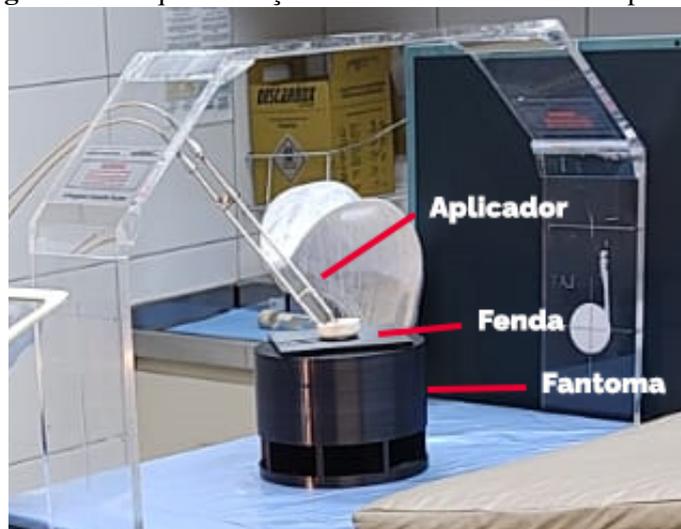
Concluimos que a criação de um fantoma para controle de qualidade em tratamentos de braquiterapia é válida e eficaz, porém, é necessário aprimoramento.

**Figura 4.2** Filmes radiocromicos convertidos em mapas de dose



Fonte do autor

**Figura 4.3** Esquematisação da fenda entre fantoma e aplicador



Fonte do autor

O tratamento simulado no fantoma Angelika foi realizado na máquina *MicroSelectron v3* utilizando o isótopo Ir-192. A constante de intensidade de kerma no ar era de 4,08 cGy cm<sup>2</sup>/h/mCi. A última vez que a *MicroSelectron v3* havia sido calibrada foi em 26/07/2023, com uma intensidade de referência de kerma no ar de 55,78 mGy m<sup>2</sup>/h e atividade da fonte aparente 13,66487 Ci ( $5,065 \times 10^{11}$  Bq).

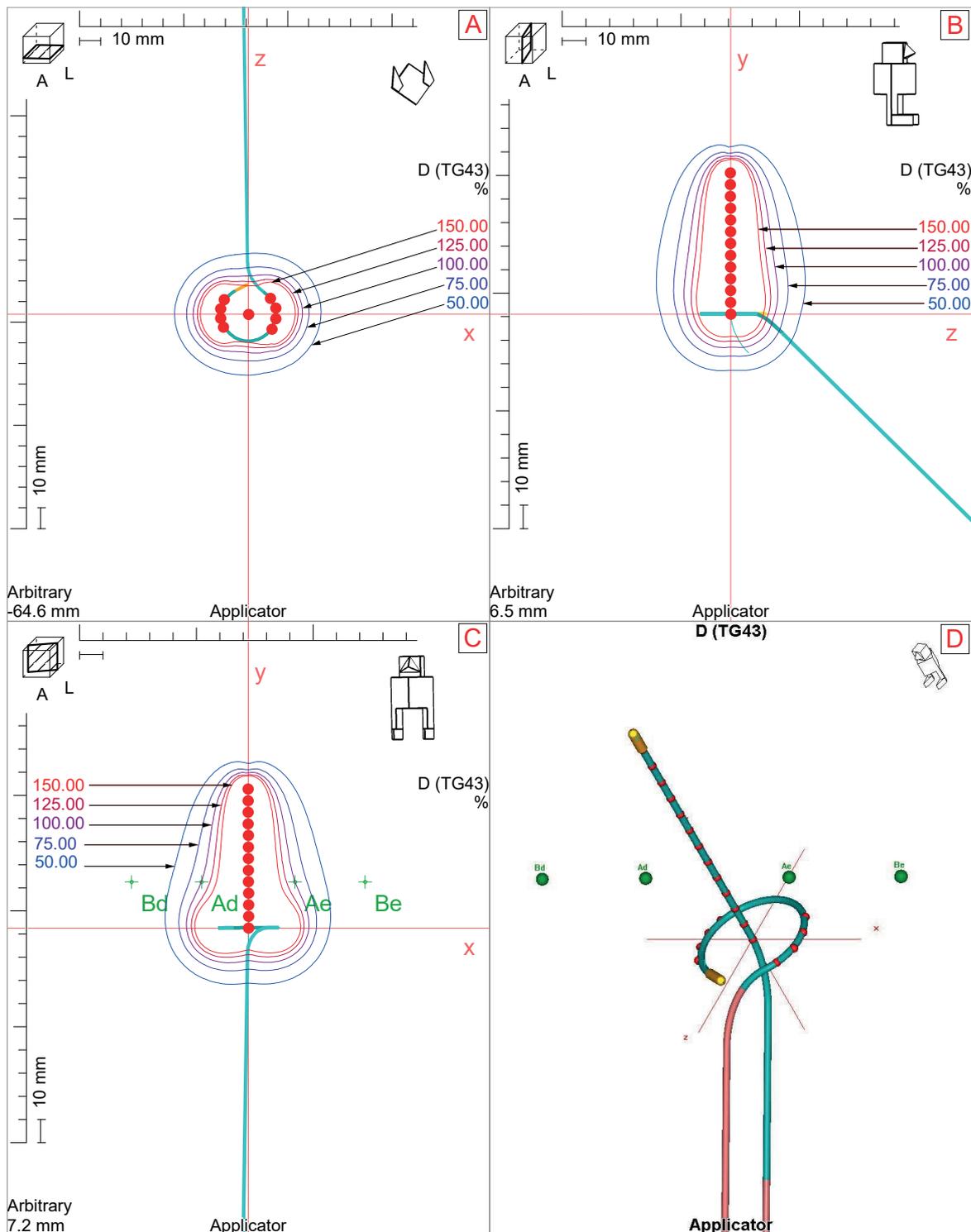
O tratamento do fantoma Angelika ocorreu em 12/01/2024, com uma taxa de referência de kerma no ar de 11,31829 mGy m<sup>2</sup>/h e atividade da fonte aparente de 2,77273 Ci ( $1,027351 \times 10^{11}$  Bq). O intervalo entre a data e hora da calibração e a data e hora do tratamento foi de 169,89 dias, com um constante de decaimento de 0,2029. A prescrição para o tratamento foi de 500 cGy, e todos os valores de dose foram calculados de acordo com o formalismo TG-43.

O aplicador utilizado foi do tipo cilindro, com dois cateteres. O cateter 1 apresenta um cilindro com raio de 26 mm, cateter 2 tem comprimento de 60 mm e o aplicador possui uma angulação de 45°. O cateter 1 foi conectado no canal 1 da máquina *MicroSelectron v3*, enquanto o cateter 2 foi conectado no canal 3. O programa calculou que o tratamento seria realizado em duas etapas, primeiro realizando a terapia por meio do cateter 1 e posteriormente pelo cateter 2.

O tratamento total envolveu 21 posições de parada do radioisótopo, sendo 8 no cateter 1 e 13 no cateter 2. Isso significa que o programa *TPS Oncentra Brachy* mapeou o volume do fantoma e definiu onde cada posição de parada do radioisótopo, bem como o tempo de tratamento em cada posição selecionada. O tempo total de tratamento foi de 978,6 segundos (16,31 minutos), sendo 372,8 segundos (6,21 minutos) no cateter 1 e 605,8 segundos (10,10 minutos) no cateter 2. O programa determinou que o tempo de tratamento em cada uma das 21 posições seria igual, a 46,6 segundos (0,78 minutos).

A Figura (4.4) representa detalhes do plano de tratamento do fantoma Angelika em 2D, no qual são apresentadas as curvas de isodose correspondentes. Na Figura A é representado o plano transversal associado ao cateter 1. Os círculos vermelhos indicam os pontos de parada da fonte de Irídio-192. Ao redor desses pontos, é possível observar as curvas de isodose, sendo a curva em roxo aquela que representa onde 100% da dose prescrita foi depositada. A Figura B retrata o plano sagital, associado ao cateter 2, seguindo a mesma lógica da Figura A quanto à representação das curvas de isodose. Na Figura C é representado o plano coronal, também associado ao cateter 2. Nessa figura, são caracterizados os pontos A e B conforme o sistema de Manchester. As letras 'd' e 'e' nesses pontos caracterizam o lado direito e esquerdo, respectivamente. Segundo o sistema de Manchester, no ponto A deve-se chegar a 100% da dose prescrita, o que de fato é observado, e o ponto B é definido como uma referência para a dose no tratamento do câncer ginecológico. Por fim, a Figura D mostra a sonda utilizada, onde os círculos vermelhos indicam os pontos de parada da fonte de Irídio-192. O planejamento está de acordo com o esperado, como ilustrado na Figura C, que apresenta a forma de uma 'pera invertida', e a prescrição da dose é de 100% no ponto A.

**Figura 4.4** Planejamento - 2D - (A) Plano transversal, (B) Plano sagital, (C) Plano coronal, (D) Aplicador

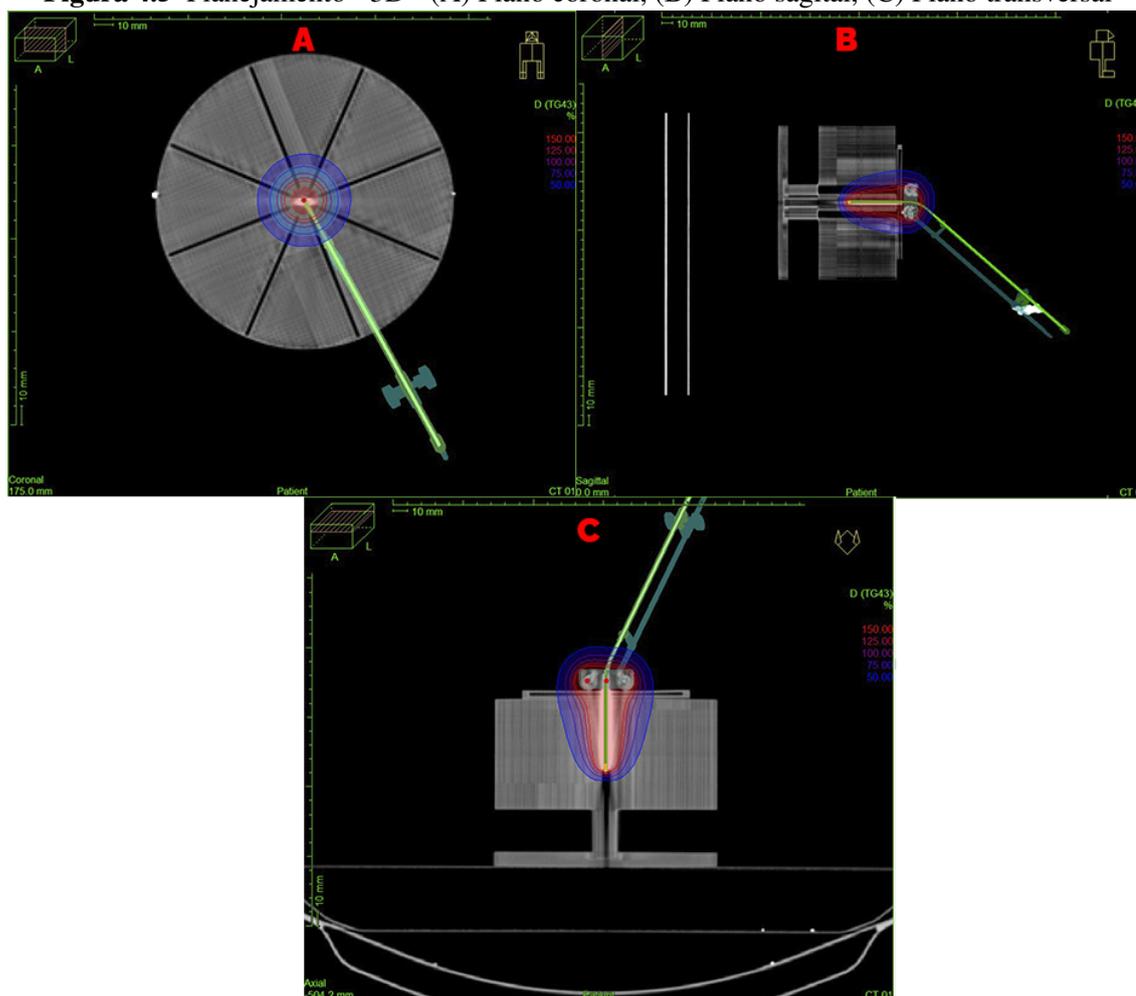


Fonte do autor

Para aprimorar ainda mais o trabalho e demonstrar a possibilidade de realizar o planejamento em 3D para o tratamento de colo de útero utilizando braquiterapia, a Figura (4.5) mostra o planejamento para o tratamento do fantoma Angelika em 3D. A Figura A caracteriza o plano

coronal, a Figura B o plano sagital e a Figura C o plano transversal. Assim como no planejamento em 2D, as curvas na figura são as curvas de isodose, indicando a porcentagem da dose em cada local do fantoma, com a curva em roxo representando onde 100% da dose de radiação foi depositada. O planejamento está conforme o esperado, como demonstrado na Figura C, que apresenta a forma de uma "pera invertida".

**Figura 4.5** Planejamento - 3D - (A) Plano coronal, (B) Plano sagital, (C) Plano transversal



Fonte do autor

Assim como na literatura [9, 47, 70, 71], o objetivo deste trabalho é a criação de um fantoma utilizando filmes radocromicos Gafchromic EBT3 como dosímetro para verificar o desempenho do sistema de planejamento e entrega de tratamento HDR, por meio de uma análise visual da distribuição de dose obtida com os filmes.

No entanto, esse trabalho apresenta características distintas dos demais trabalhos em relação à construção do fantoma. Enquanto os outros projetos utilizam PMMA, o fantoma Angelika é produzido em impressoras 3D utilizando PLA. Essa abordagem permite a inserção de mais filmes para análise de dados e não necessita da utilização de água para o tratamento, visto que o PLA apresenta coeficiente de atenuação próximo ao tecido mole [47], e devido à sua estrutura

homogênea.

O tampo superior do fantoma não foi bem projetado, resultando em uma fenda entre o aplicador e o fantoma que interferiu nos resultados. Será necessário redesenhar a peça para garantir uma melhor obtenção dos resultados. No entanto, os demais resultados obtidos estiveram de acordo com o esperado, incluindo a criação do fantoma Angelika e suas dimensões, a verificação da qualidade do dosímetro utilizado e os mapas de dose.

Podemos concluir que os resultados deste estudo geram como produto final uma proposta de procedimento para aplicação no controle da qualidade do acordo com o que foi planejado. Além disso, o protótipo desenvolvido neste trabalho pode ser replicado em outros centros, com a vantagem da facilidade e do baixo custo da produção de peças por impressão em 3D.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Em conclusão, a criação do fantoma para o controle de qualidade no tratamento de uma paciente com câncer de colo de útero por meio de braquiterapia demonstrou ser viável. Embora o projeto do fantoma Angelika tenha apresentado problemas (criação de uma fenda) na modelagem e preparação, ele contribuiu de forma significativa para identificar os procedimentos durante o tratamento e garantir a qualidade da radiação aplicada à paciente.

Além disso, é importante minimizar o número de cortes nos filmes radiocrômicos, dada sua delicadeza. Recomenda-se o uso de um equipamento de corte preciso, como uma guilhotina, para garantir cortes simétricos e precisos. O uso de um molde pode facilitar os cortes e acelerar o processo, reduzindo o tempo de exposição dos filmes à luz.

É essencial que os filmes inseridos no fantoma não apresentem falhas, devendo encaixar-se perfeitamente na peça sem folgas. É necessário projetar e imprimir novamente o tampo superior, desta vez criando garras ou travas, para garantir que o cilindro do aplicador fique firmemente travado na base, assegurando o contato total com o tampo.

Para trabalhos futuros, é necessário desenvolver uma metodologia que permita comparar a dose prescrita no tratamento com a dose recebida pelos filmes radiocrômicos, assim, viabilizando a criação de uma patente do fantoma. Dessa forma, seria possível desenvolver uma versão do fantoma Angelika para utilização em outros centros de tratamento, a fim de realizar o controle de qualidade.

## Bibliografia

- [1] J. C. D.; Macedo L. E. A.; Souza D. N. Silva, R. M. V.; Pinezi. A atual situação da braquiterapia de alta taxa de dose em colo do útero realizada no brasil. *Radiologia Brasileira*, 47:159–164, 2014.
- [2] S. J.; Souza S. R. L.; Creder L. A. L. G.; Misael J. S. Avelino, S.; Martins. Censo radioterapia. Technical report, Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção Especializada à Saúde, Departamento de Atenção Especializada e Temática, Brasília, 2019.
- [3] B. A.; Ibbott G. S. Viswanathan, A. N.; Erickson and et al. International brachytherapy practice patterns: a survey of the gynecologic cancer intergroup (gcig). *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2012.
- [4] *The Transition from 2-D Brachytherapy to 3-D High Dose Rate Brachytherapy*. Number 12 in Human Health Reports. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2015.
- [5] M. Bidmead. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. *Clinical Radiology*, 37, 1986.
- [6] International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting brachytherapy for cancer of the cervix. Technical Report Report 85, ICRU, Bethesda, 2013.
- [7] A.; Bradley D. Palmer, A.; Nisbet. Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with ebt3 gafchromic film quality control techniques. *Physics in Medicine and Biology*, 58:497–511, 01 2013.
- [8] International Atomic Energy Agency. *Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy*. Number 17 in Safety Reports Series. 2000.
- [9] C.; Ratcliffe A.; Bradley D.; Nisbet A. Palmer, A.; Lee. Design and implementation of a film dosimetry audit tool for comparison of planned and delivered dose distributions in high dose rate (hdr) brachytherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 58:6623–6640, 09 2013.

- [10] S. Devic. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Physica Medica : PM : An International Journal Devoted to the Applications of Physics to Medicine and Biology : Official Journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 27:122–134, 11 2010.
- [11] J.; Luvizotto. *Caracterização do filme radiocrômico Gafchromic<sup>TM</sup> modelo EBT3 para uso em braquiterapia*. PhD thesis, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN, São Paulo, Estado de São Paulo - Brasil, 2015. Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Reatores.
- [12] P. A.; Di Prinzio R.; Di Prinzio A. R. Tauhata, L.; Salati. *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. CBPF, 2014.
- [13] J. K. Kim, J. O.; Kim. Dose equivalent per unit fluence near the surface of the icru phantom by including the secondary electron transport for photons. *Radiation Protection Dosimetry*, 83(3):211–220, 07 1999.
- [14] K. S. Krane. *Introductory Nuclear Physics*. Wiley, 1988.
- [15] E. M. Okuno, E.; Yoshimura. *Física das radiações*. Oficina de Textos, 2010.
- [16] C. C. Ribeiro. *Desenvolvimento de um fantoma para controle da qualidade em braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Iridio-192*. PhD thesis, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Estado do Rio de Janeiro - Brasil, Junho 2018. Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.
- [17] G. W. Leddicotte. *The Radiochemistry of Iridium*. Number N° 3045 in NAS-NS 3045. Subcommittee on Radiochemistry, National Academy of Sciences-National Research Council; available from the Office of Technical Services, Department of Commerce, 1961.
- [18] P.; Zeituni C.; Feher A.; Manzoli J. E.; Moura J.; Moura E. S.; Silva C. P. G. Rostelato, M. E.; Rela. Development and production of radioactive sources used for cancer treatment in brazil. *Nukleonika*, 53:S99–S103, 09 2008.
- [19] N.; Simon. iridium 192 as a radium substitute. *Am. J. Roentgenol., Radium Therapy Nucl. Med.*, Vol: 93, 1 1965.
- [20] M. E. C.; Rostelato. *Preparação de fontes de irídio-192 para uso em braquiterapia*. PhD thesis, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN, São Paulo, Estado de São

Paulo - Brasil, 1997. Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de mestre em ciências na área de tecnologia nuclear;.

- [21] Verhaegen, F., van Dijk, E., Thierens, H., Aalbers, A., Seuntjens, J. Calibration of low activity  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy sources in terms of reference air kerma rate with large volume spherical ionization chambers. *Physics in Medicine and Biology*, 37(11):2071–2082, 1992.
- [22] V. V. Braga. *Estudo dosimétrico da braquiterapia de Ho-166 em próstata e desenvolvimento experimental correlato*. PhD thesis, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Estado de Minas Gerais - Brasil, Maio 2019. Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito obtenção do título de Doutora em Ciências e Técnicas Nucleares.
- [23] Quevedo; A. L.; Borges; L. F.; Nicolucci; P. Avaliação de parâmetros dosimétricos de uma fonte de braquiterapia em regiões próximas à fonte. *Scientia Plena*, 14(4), maio 2018.
- [24] Alves; V. G. L. *Estudo dosimétrico para caracterização de um sistema postal de controle de qualidade em braquiterapia*. PhD thesis, Comissão Nacional de Energia Nuclear Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, Estado do Rio de Janeiro - Brasil, Maio 2010. Dissertação apresentada para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Biofísica das Radiações.
- [25] L. L.; Luxton G.; Weaver K. A.; Williamson J. F.; Meigooni A. S. Nath, R.; Anderson. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the aapm radiation therapy committee task group no. 43. *Medical Physics*, 22(2):209–234, 1995.
- [26] M. DeWerd, L.A.; Kissick. *The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development*. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Springer New York, 2013.
- [27] M.; Mishra S.P. Yadav, N.; Singh. Tissue-equivalent materials used to develop phantoms in radiation dosimetry: A review. *Materials Today: Proceedings*, 47:7170–7173, 2021. International Conference on Advances in Design, Materials and Manufacturing.
- [28] M.J. Rivard et al. Update of aapm task group no. 43 report: A revised aapm protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, 31(3):633–674, 2004.

- [29] P. J.; Coursey B. M.; Hanson W. F.; Huq M. S.; Nath R.; Rogers D. W. O. Almond, P. R.; Biggs. Aapm's tg-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26(9):1847–1870, 1999.
- [30] Å.; Carrier J.-F.; Davis S. D.; Mourtada F.; Rivard M. J.; Thomson R. M.; Verhaegen F.; Wareing T. A.; Williamson J. F. Beaulieu, L.; Carlsson Tedgren. Report of the task group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the tg-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation. *Medical Physics*, 39(10):6208–6236, 2012.
- [31] V. V. B. Braga. *Estudo dosimétrico da braquiterapia de Ho-166 em próstata e desenvolvimento experimental correlato*. PhD thesis, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Estado de Minas Gerais - Brasil, Maio 2019. Tese de Doutorado apresentada ao Programa de PósGraduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito obtenção do título de Doutora em Ciências e Técnicas Nucleares.
- [32] D.; Pantelis E.; Papagiannis-P.; Sakelliou L. Anagnostopoulos, G.; Baltas. The effect of patient inhomogeneities in oesophageal 192ir HDR brachytherapy: a monte carlo and analytical dosimetry study. *Physics in Medicine Biology*, 49(12):2675, jun 2004.
- [33] P.; Angelopoulos A. P.; Karaikos P.; Georgiou E.; Baltas D. Lymperopoulou, G.; Papagiannis. A dosimetric comparison of yb169 and ir192 for HDR brachytherapy of the breast, accounting for the effect of finite patient dimensions and tissue inhomogeneities. *Medical physics*, 33 12:4583–4589, 2006.
- [34] L. L. do Amaral. *Desenvolvimento de uma metodologia de avaliação dosimétrica de transmissão, usando filmes radiocrômicos em tratamentos radioterápicos*. PhD thesis, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Estado de São Paulo - Brasil, 2014. Tese submetida ao programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências – Área de Concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.
- [35] E.B. Podgoršak and International Atomic Energy Agency. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. (yes, please send CD) ISBN: 9201073046. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [36] S. Devic. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Physica Medica*, 27(3):122–134, 2011.

- [37] H.; Lacroix F. Girard, F.; Bouchard. Reference dosimetry using radiochromic film. *Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics*, 13:3994, 11 2012.
- [38] R P; Njock M G Kwato; Wagter C De Ebongue, A Ngwa; Srivastava. A method of increasing the film intrinsic robustness of radiochromic film dosimetry. *Physics in Medicine Biology*, 57(22):N445, nov 2012.
- [39] C. G. Soares. Radiochromic film dosimetry. *Radiation Measurements*, 41:S100–S116, 2006.
- [40] T. Tl; Yu P. Butson, M.; Cheung. Scanning orientation effects on gafchromic ebt film dosimetry. *Australasian physical engineering sciences in medicine / supported by the Australasian College of Physical Scientists in Medicine and the Australasian Association of Physical Sciences in Medicine*, 29:281–4, 10 2006.
- [41] H.; Lacroix F. Desroches, J.; Bouchard. Technical note: Potential errors in optical density measurements due to scanning side in ebt and ebt2 gafchromic film dosimetry. *Medical physics*, 37:1565–70, 04 2010.
- [42] M.; Cheung T.; Yu P. K. N. Alnawaf, H.; Butson. Scanning orientation and polarization effects for xrqa radiochromic film. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics*, 26 4:216–9, 2010.
- [43] M; Wilkens J; Assmann W. Reinhardt, S.; Hillbrand. Comparison of gafchromic ebt2 and ebt3 films for clinical photon and proton beams. *Medical physics*, 39:5257–62, 08 2012.
- [44] M.; Russo G.; Grosso P.; Cante D.; Sciacero P.; Girelli G.; Porta M.; Tofani S. Borca, V.; Pasquino. Dosimetric characterization and use of gafchromic ebt3 film for imrt dose verification. *Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics*, 14:4111, 03 2013.
- [45] T.; Kairn T. Moylan, R.; Aland. Dosimetric accuracy of gafchromic ebt2 and ebt3 film for in vivo dosimetry. *Australasian physical engineering sciences in medicine*, 36:331–337, 2013.
- [46] C.; Sieben P. G. Besko, M.; Bilyk. Aspectos técnicos e nocivos dos principais filamentos usados em impressão 3d. *Gestão Tecnologia Inovação*, 01(3), Setembro–Dezembro 2017.
- [47] R. M. V. da Silva. *Simulador para estudo avançado da distribuição da dose em bexiga durante procedimentos de braquiterapia ginecológica*. PhD thesis, Universidade Federal

de Sergipe, São Cristovão, Estado de Sergipe - Brasil, Março 2015. Tese apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe, como parte do requisito para obtenção do título de Doutor, área de concentração: Física da Matéria Condensada.

- [48] J. A. G. Silva. *ABC DO CÂNCER: Abordagens Básicas para o Controle do Câncer*. MINISTÉRIO DA SAÚDE Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), 2020.
- [49] O que é câncer? Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/o-que-e-cancer>. Acesso em: 30 de outubro de 2023.
- [50] Casos de câncer podem aumentar em até 40% até 2040. Disponível em: <https://ceonc.com.br/ceonc/casos-de-cancer-podem-aumentar-em-ate-40-ate-2040>. Acesso em: 30 de outubro de 2023.
- [51] F. C. S.; Martins L. F. L.; Oliveira J. F. P.; Almeida L. M.; Cancela M. C. Santos, M. O.; Lima. Estimativa de incidência de câncer no brasil, 2023-2025. *Revista Brasileira de Cancerologia*, 69(1):e-213700, fev. 2023.
- [52] Boletim temático da biblioteca do ministério da saúde - prevenção ao câncer de colo de útero. Disponível em: [https://bvsmis.saude.gov.br/bvs/boletim\\_tematico/cancer\\_colo\\_uterio\\_marco\\_2023.pdf](https://bvsmis.saude.gov.br/bvs/boletim_tematico/cancer_colo_uterio_marco_2023.pdf). Acesso em: 30 de outubro de 2023.
- [53] A.c.camargo cancer center apresenta cartilhas sobre tumores ginecológicos. Disponível em: <https://accamargo.org.br/sobre-o-cancer/noticias/accamargo-cancer-center-apresenta-cartilhas-sobre-tumores-ginecologicos>. Acesso em: 02 de novembro de 2023.
- [54] Estatísticas de câncer. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/numeros/>. Acesso em: 02 de novembro de 2023.
- [55] Brasil. Ministério da Saúde. *Ações de Enfermagem para o Controle do Câncer, uma Proposta de Integração Ensino-Serviço, 3ª Edição Revista, Atualizada e Ampliada*. Rio de Janeiro, 2008.
- [56] B. P. Salvajoli, J. V.; Salvajoli. O papel da radioterapia no tratamento do câncer—avanços e desafios. *Rev Onco*, 13(3):32–36, 2012.
- [57] Teleterapia de alta energia riscos para pacientes e operadores. Disponível em: <https://www.radioterapiamineira.org/teleterapia-de-alta-energia-riscos>. Acesso em: 24 de janeiro de 2024.

- [58] Acelerador linear de partículas para radioterapia de intensidade modulada vitalbeam®. Disponível em: <https://www.medicalexpo.com/pt/prod/varian-oncology/product-70440-692053.html>. Acesso em: 05 de fevereiro de 2024.
- [59] J. Skowronek. Current status of brachytherapy in cancer treatment – short overview. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 9:581–589, 12 2017.
- [60] F. L. S. Cerutti. *Radiodiagnóstico e Procedimentos Radiológicos 2*. Atena Editora, 2019.
- [61] R.; Van Limbergen E.; Briot E.; De Brabandere M.; Dimopoulos J.; Dumas I.; Hellebust T. P.; Kirisits C.; Lang S.; Muschitz S.; Nevinson J.; Nulens A.; Petrow P.; Wachter-Gerstner N. Haie-Meder, C.; Pötter. Recommendations from gynaecological (gyn) gec-estro working group (i): concepts and terms in 3d image based 3d treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on mri assessment of gtv and ctv. *Radiotherapy and Oncology*, 74(3):235–245, 2005.
- [62] Braquiterapia de alta taxa de dose 2d e 3d. Disponível em: <https://www.einstein.br/especialidades/oncologia/exames-tratamentos/braquiterapia-alta-taxa-dose>. Acesso em: 12 de novembro de 2023.
- [63] L. Furnari. Controle de qualidade em radioterapia. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1):77–90, out. 2015.
- [64] O. Ivanov. *Applications and Experiences of Quality Control*. IntechOpen, Rijeka, Apr 2011.
- [65] A.; Polak W.; Bucchi A. Wilby, S.; Palmer. A review of brachytherapy physical phantoms developed over the last 20 years: clinical purpose and future requirements. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 13(1):101–115, February 2021. Funding Information: The authors would like to thank the European Regional Development Fund, co-financing the CoBra project and within this, PhD research of which this paper is a part, under Interreg 2 Seas Mers Zeeën, from January 2018 to September 2022. Publisher Copyright: © 2021 Termedia Publishing House Ltd.. All rights reserved. Copyright: Copyright 2021 Elsevier B.V., All rights reserved.
- [66] I. J. Zhang, H.; Das. Dosimetric perturbations at high-z interfaces with high dose rate 192ir source. *Physica Medica*, 30(7):782–790, 2014.
- [67] C.; Loh J.; Lee S.; Kim C.; Lee S.; Shin D.; Shin D.; Cho S.; Jang J.; Lim S.; Cho K. H.; Kwon S.-I.; Kim S. Huh, H.; Kim. Rectum dose analysis employing a multi-purpose brachytherapy phantom. *Japanese journal of clinical oncology*, 37:391–8, 06 2007.

- [68] J.; Van Dycke M.; Gallardo-Bermell S.; Ceccolini E. Gerardy, I.; Ródenas. Dosimetric characterization of a brachytherapy applicator using mcnp5 modelisation and in-phantom measurements. *Applied radiation and isotopes : including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine*, 68:735–7, 10 2009.
- [69] Y.; Cho K. H.; Min S.; Choi S. H.; Jeong H.; Jo K.; Lee N.; Song S.; Lee S. B.; Shin D.; Kim-Y.-J.; Kim J.-Y.; Kim-D. Y.; Hwang U.-J.; Lim Y. K. Jeang, E. H.; Goh. Two-dimensional in vivo rectal dosimetry during high-dose-rate brachytherapy for cervical cancer: a phantom study. *Acta Oncologica*, 57(10):1359–1366, 2018. PMID: 30004264.
- [70] C.; Ratcliffe A.; Bradley D.; Nisbet A. Palmer, A.; Lee. Design and implementation of a film dosimetry audit tool for comparison of planned and delivered dose distributions in high dose rate (hdr) brachytherapy. *Physics in medicine and biology*, 58:6623–6640, 09 2013.
- [71] G.; Skowronek J. Zwierzchowski, G.; Bieledda. Quality assurance procedures based on dosimetric, gamma analysis as a fast reliable tool for commissioning brachytherapy treatment planning systems. *Radiology and Oncology*, 51(4):469–474, 2017.

## APÊNDICE A

**Prontuario Angelika****A.1 Planejamento de tratamento do fantoma Angelika**

|              |                                   |     |        |
|--------------|-----------------------------------|-----|--------|
| Patient name | ANGELIKA                          |     |        |
| Patient ID   | 11012024.1                        |     |        |
| Birth date   | -                                 | Sex | Female |
| Case         | an26Son60G45                      |     |        |
| Case saved   | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |     |        |
| Plan         | an26Son60G45                      |     |        |
| Printed      | 12 jan 2024 19:59:23 by rogerio   |     |        |
| Approved     | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |     |        |
| Time zone    | Hora oficial do Brasil (UTC-3:00) |     |        |

**ICC****Treatment Unit**

Treatment unit name: mSel v3 (18)  
 Treatment unit type: microSelectron v3  
 Source: 192-Ir-mHDR-v2  
 Isotope: Ir-192  
 Air kerma rate constant (cGy cm<sup>2</sup>/h / mCi): 4.082

**Calibration data**

Calibration date/time: 26 jul 2023 21:04:00  
 Reference air kerma rate (mGy m<sup>2</sup>/h): 55.78000  
 Apparent source activity (Ci): 13.66487

**Treatment data**

Treatment date/time: 12 jan 2024 18:25:02  
 Reference air kerma rate (mGy m<sup>2</sup>/h): 11.31829  
 Apparent source activity (Ci): 2.77273  
 Interval between calibration date and time,  
 and treatment date and time (days): 169.89  
 Decay factor: 0.2029

**Dose Normalization, Optimization and Prescription**

Normalization type: Applicator points  
 F Factor: 1.000  
 Optimization type: Not optimized  
 Prescription dose per fraction/pulse (cGy): 500.00  
 Total Reference Air Kerma per fraction/pulse at 1 m (cGy): 0.308  
 Number of fractions: 1  
 All dose values are calculated according to the  
 AAPM TG-43 formalism: D (TG43)



Oncentra Brachy  
 4.6.3  
 [4.6.3.12]

Signed for approval

Signed for approval



|                     |                                   |            |        |
|---------------------|-----------------------------------|------------|--------|
| <b>Patient name</b> | ANGELIKA                          |            |        |
| <b>Patient ID</b>   | 11012024.1                        |            |        |
| <b>Birth date</b>   | -                                 | <b>Sex</b> | Female |
| <b>Case</b>         | an26Son60G45                      |            |        |
| <b>Case saved</b>   | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |            |        |
| <b>Plan</b>         | an26Son60G45                      |            |        |
| <b>Printed</b>      | 12 jan 2024 19:59:23 by rogerio   |            |        |
| <b>Approved</b>     | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |            |        |
| <b>Time zone</b>    | Hora oficial do Brasil (UTC-3:00) |            |        |

**ICC**

**Applicator Model**

Applicator name: A26S60 45graus, creation date: 18/12/2015 09:10:13  
 Applicator set: Ring Applicator Set 45°  
 Details: R d=26mm, 45°, IU l=60mm, 45°, CAP d=26mm  
 Measured source path: Nucletron\_Factory\_Ring\_26x45\_192-Ir-mxDR-v2 v1.1.1  
 Catheter(s): 1 (R), 2 (IU)  
 Material info: Applicator material properties, needed for collapsed cone dose calculation, are not available.

**Source Positions**

| Catheter (channel) | Name   | Channel length (indexer length) | 1  | 5  | 9  | 13 | 17 | 21 | 25 (pos) |
|--------------------|--------|---------------------------------|----|----|----|----|----|----|----------|
| 1 (1)              | R (SP) | 1500.0 (mm)                     | .  | .  | .  | .  | .  | .  | .        |
| 2 (3)              | IU     | 1500.0 (mm)                     | A.       |
|                    |        |                                 |    |    |    |    |    |    |          |
|                    |        |                                 | 0  | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 (mm)  |

Source position separation (mm): 2.5

**Catheter (channel) Times**

| Catheter (channel) | Name       | # Active positions | Channel time (sec.) |
|--------------------|------------|--------------------|---------------------|
| 1 (1)              | R (Model)  | 8                  | 372.8               |
| 2 (3)              | IU (Model) | 13                 | 605.8               |

**Total Treatment Time**

Total treatment time (sec.): 978.6  
 % of total time lost due to rounding off (%): 0.0

|  |                     |                     |
|--|---------------------|---------------------|
|  Oncentra Brachy<br>4.6.3<br>[4.6.3.12] | Signed for approval | Signed for approval |
|  |                     |                     |



|              |                                   |            |
|--------------|-----------------------------------|------------|
| Patient name | ANGELIKA                          |            |
| Patient ID   | 11012024.1                        |            |
| Birth date   | -                                 | Sex Female |
| Case         | an26Son60G45                      |            |
| Case saved   | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |            |
| Plan         | an26Son60G45                      |            |
| Printed      | 12 jan 2024 19:59:23 by rogerio   |            |
| Approved     | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |            |
| Time zone    | Hora oficial do Brasil (UTC-3:00) |            |

ICC

### Source Coordinates and Times

Catheter 1 (channel 1) - R  
(Based on measured source path)  
Offset (mm): 0.0

| Position | X (mm) | Y (mm) | Z (mm) | Dwell weight | Dwell time (sec.) |
|----------|--------|--------|--------|--------------|-------------------|
| 5        | -5.4   | -63.6  | 11.3   | 1.00         | 46.6              |
| 7        | -7.2   | -63.5  | 6.9    | 1.00         | 46.6              |
| 9        | -7.4   | -63.4  | 2.6    | 1.00         | 46.6              |
| 11       | -6.1   | -63.4  | -2.1   | 1.00         | 46.6              |
| 21       | 13.9   | -64.4  | -7.1   | 1.00         | 46.6              |
| 23       | 17.3   | -64.6  | -3.3   | 1.00         | 46.6              |
| 25       | 19.2   | -64.7  | 1.6    | 1.00         | 46.6              |
| 27       | 19.0   | -64.8  | 6.9    | 1.00         | 46.6              |

Catheter 2 (channel 3) - IU  
Offset (mm): 0.0

| Position | X (mm) | Y (mm) | Z (mm) | Dwell weight | Dwell time (sec.) |
|----------|--------|--------|--------|--------------|-------------------|
| 1        | 9.0    | -4.3   | 4.5    | 1.00         | 46.6              |
| 3        | 8.7    | -9.3   | 4.4    | 1.00         | 46.6              |
| 5        | 8.5    | -14.2  | 4.4    | 1.00         | 46.6              |
| 7        | 8.2    | -19.2  | 4.3    | 1.00         | 46.6              |
| 9        | 8.0    | -24.2  | 4.3    | 1.00         | 46.6              |
| 11       | 7.8    | -29.2  | 4.2    | 1.00         | 46.6              |
| 13       | 7.5    | -34.2  | 4.1    | 1.00         | 46.6              |
| 15       | 7.3    | -39.2  | 4.1    | 1.00         | 46.6              |
| 17       | 7.0    | -44.2  | 4.0    | 1.00         | 46.6              |
| 19       | 6.8    | -49.2  | 3.9    | 1.00         | 46.6              |
| 21       | 6.5    | -54.2  | 3.9    | 1.00         | 46.6              |
| 23       | 6.3    | -59.2  | 3.8    | 1.00         | 46.6              |
| 25       | 6.1    | -64.2  | 3.8    | 1.00         | 46.6              |

|   |                     |                     |                     |
|---|---------------------|---------------------|---------------------|
|  <b>Oncentra</b><br>By Nucletron<br>A WILSON COMPANY | Oncentra Brachy     | Signed for approval | Signed for approval |
|   | 4.6.3<br>[4.6.3.12] |                     |                     |



|                     |                                   |            |        |
|---------------------|-----------------------------------|------------|--------|
| <b>Patient name</b> | ANGELIKA                          |            |        |
| <b>Patient ID</b>   | 11012024.1                        |            |        |
| <b>Birth date</b>   | -                                 | <b>Sex</b> | Female |
| <b>Case</b>         | an26Son60G45                      |            |        |
| <b>Case saved</b>   | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |            |        |
| <b>Plan</b>         | an26Son60G45                      |            |        |
| <b>Printed</b>      | 12 jan 2024 19:59:23 by rogerio   |            |        |
| <b>Approved</b>     | 12 jan 2024 19:08:41 by Rogerio   |            |        |
| <b>Time zone</b>    | Hora oficial do Brasil (UTC-3:00) |            |        |

## ICC

### Applicator Points

Set Name: Applicator

Coordinate System: Applicator

| Name | X (mm) | Y (mm) | Z (mm) | Norm. Dose (%) | Abs. Dose (cGy) | Rel. Dose (%) |
|------|--------|--------|--------|----------------|-----------------|---------------|
| Ad   | -20.0  | 20.0   | 0.0    | 100.00         | 504.21          | 100.84        |
| Ae   | 20.0   | 20.0   | 0.0    | 100.00         | 495.79          | 99.16         |
| Bd   | -50.0  | 20.0   | 0.0    | 100.00         | 123.01          | 24.60         |
| Be   | 50.0   | 20.0   | 0.0    | 100.00         | 121.29          | 24.26         |

### Projective Image Setup

Projective image setup method: Semi-orthogonal

### Projective Image-based Catheters Reconstruction

Reconstruction method: Catheter describing points

Maximum segment error allowed (mm): 2.5

### Anchor points

| Point         | X (mm) | Y (mm) | Z (mm) | Shift (mm) |
|---------------|--------|--------|--------|------------|
| AP2: R Tip    | 5.4    | -64.7  | 7.6    | 0.1        |
| AP4: R Center | 4.9    | -67.7  | 5.8    | 0.1        |
| AP8: IU Tip   | 7.2    | -2.0   | 5.0    | 0.1        |



Oncentra Brachy  
4.6.3  
[4.6.3.12]

|                     |                     |
|---------------------|---------------------|
| Signed for approval | Signed for approval |
|---------------------|---------------------|

