



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Camila Costa Ribeiro

**Desenvolvimento de um fantoma para controle da qualidade em
braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192**

Rio de Janeiro

2018

Camila Costa Ribeiro

Desenvolvimento de um fantoma para controle da qualidade em braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192

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.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves

Rio de Janeiro

2018

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

R484 Ribeiro, Camila Costa.
Desenvolvimento de um fantoma para controle da qualidade em
braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192 / Camila Costa
Ribeiro – 2018.
70 f.

Orientador: Carlos Frederico Estrada Alves.

Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro,
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Programa de Pós-
Graduação em Física Médica.

1. Física Médica – Teses. 2. Controle de Qualidade– Teses. 3.
Radioterapia - Teses. 4. Irídio. 5. Braquiterapia. I. Alves, Carlos Frederico
Estrada. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de
Biologia Roberto Alcântara Gomes. III. Título.

CDU 615.849 – 035.4

Bibliotecária: Ana Rachel Fonseca de Oliveira
CRB7/6382

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta
dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Camila Costa Ribeiro

Desenvolvimento de um fantoma para controle da qualidade em braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192

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.

Aprovada em 4 de junho de 2018.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves (Orientador)
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes – UERJ

Prof^a. Dra. Luciana Tourinho Campos
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes – UERJ

Prof^a. Dra. Lídia Vasconcellos de Sá
Comissão Nacional de Energia Nuclear

Dr. Rogério Matias Vidal Silva
Instituto do Câncer do Ceará

Rio de Janeiro

2018

DEDICATÓRIA

A todos os pacientes em tratamento oncológico e aos meus, vencedores da luta, Rose Merie e Augusto Cesar.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por tudo o que tens feito e por tudo o que vais fazer.

Ao meu preceptor, Dr. Rogério Matias Vidal, não só pela elaboração e realização deste projeto, como também pela orientação e cuidado dedicados a mim ao longo daqueles 13 meses em que estive longe de casa e sob sua supervisão no estágio obrigatório.

A toda a equipe de profissionais do setor da Radioterapia do Instituto do Câncer do Ceará, local de realização deste trabalho, pela incrível recepção e inesquecível participação em minha formação.

As dosimetristas Silvia Valli e Ana Lúcia, pelo carinho da amizade que fizeram meus dias mais leves e felizes, durante todo o período que estive no Ceará.

As físicas do departamento, Solange Pincella e Rebecca Mourão, que junto ao Dr Rogério me receberam e deram todo o apoio para a realização deste trabalho.

Aos radio-oncologistas da instituição, que sempre estiveram à disposição durante todo período de estágio e torceram pelo sucesso deste trabalho.

A Joseleide Sousa, querida Jô, técnica de enfermagem do setor de Braquiterapia, sempre tão paciente e prestativa comigo durante a realização da pesquisa.

A todos os amigos que ganhei durante esse período em Fortaleza, e em especial: a Isabel Cardoso, que com tanto carinho me recebeu em sua casa e dividiu comigo os seus amigos.

A Fundação do Câncer, em especial: a equipe técnico-administrativa que cuida do ProRad e a todos os professores participantes, pelo sucesso na realização do programa e pelo compromisso com nossa formação.

A Alfonso Varela, amigo e coordenador do curso, por toda paciência e incansável cuidado e carinho com a formação da turma durante essa caminhada de dois anos.

Ao professor Carlos Eduardo, coordenador científico do ProRad, por acreditar nesse projeto integralmente. Ele se dedicou ao curso como um todo e também a cada um de nós, seus alunos.

Ao professor Carlos Frederico, meu orientador, agradeço pelas leituras e especialmente pela colaboração após a qualificação do projeto.

A todos os amigos da turma do mestrado, pela parceria durante o curso.

Aos meus pais, Rose Merie e Marco Antônio, por que me permitiram sonhar e sempre me ofereceram tudo o que podiam para que eu pudesse realizar. Hoje sou porque vocês me permitiram.

Ao meu irmão, Lucas Costa, por sua amorosa torcida e confiança.

A meu marido, Augusto Cesar, por sonhar junto comigo e por toda a sua generosidade e amor durante esses dois anos de árduo trabalho.

RESUMO

RIBEIRO, Camila Costa **Desenvolvimento de um fantoma para controle da qualidade em braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192**. 2018. 70 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

A técnica de tratamento chamada braquiterapia é uma modalidade da radioterapia na qual a aplicação da dose de radiação ionizante no paciente ocorre a partir de radionuclídeos que, em fontes seladas, são colocadas diretamente no volume de tumor (alvo do tratamento) ou muito próximas a este volume. Este trabalho trata da braquiterapia intracavitária de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192, voltada para tratamentos de tumores ginecológicos. Muitos foram os avanços tecnológicos ocorridos nesta área nos últimos anos e, com eles, se tornam cada vez mais necessários os avanços também nas técnicas de controle da qualidade para esta modalidade de tratamento. Deste modo, o presente trabalho tem o objetivo de atingir essa necessidade, oferecendo uma proposta de avaliação do tratamento entregue em relação ao planejado. Realizou-se, para isso, a criação de um protótipo que foi confeccionado em uma impressora 3D (tecnologia de fabricação rápida e de baixo custo) que consta de um fantoma impresso em ácido polilático (PLA). Peça fundamental no arranjo de irradiação, o fantoma desenvolvido neste trabalho funciona como um suporte para o posicionamento de 4 partes de filmes radiocrômicos, dosímetro largamente utilizado em braquiterapia. A metodologia apresentada neste trabalho buscou a investigação da capacidade do sistema remoto de carga postergada, o *remote afterloading*, em executar o plano de tratamento conforme previsto pelo sistema de planejamento computadorizado (TPS).

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

ABSTRACT

RIBEIRO, Camila Costa. **Development of a fantoma for quality control in high dose rate brachytherapy with Iridium-192 source**. 2018. 70 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

The technique of treatment called brachytherapy is a modality of radiotherapy in which the application of the dose of ionizing radiation to the patient occurs from radionuclides that, in sealed sources, are placed directly in the tumor volume (target of the treatment) or very close to this volume. This paper deals with high-dose intracavitary brachytherapy with an Iridium-192 source, aimed at the treatment of gynecological tumors. There have been many technological advances in this area in recent years, and with them, advances in quality control techniques for this treatment modality are becoming increasingly necessary. In this way, the present work has the objective to meet this need, offering a proposal of evaluation of the treatment delivered in relation to what is planned. For this, the creation of a prototype that was made in *polylactic acid* (PLA) using a 3D printer (fast and low cost manufacturing technology). A fundamental part of the irradiation arrangement, the phantom acts as a support for the placement of 4 parts of radiochromic film, a dosimeter widely used in brachytherapy. The methodology presented in this paper sought to investigate the capacity of the remote afterloading system to execute the treatment plan as foreseen by the computerized planning system (TPS).

Keywords: Radiotherapy. Brachytherapy. Phantom. Quality control. Radiochromic film.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Sistema de coordenadas utilizado pelo formalismo para os cálculos dosimétricos de braquiterapia.....	30
Figura 2 - Estrutura do Filme GAFChromic® modelo EBT3	33
Figura 3 - Desenho do fantoma com dimensões para impressão em 3D	38
Figura 4 - Esquema de corte para calibração do filme em relação ao filme inteiro.....	40
Figura 5 - Representação do setup de irradiação para calibração do lote #04191702	41
Figura 6 - Curva de calibração obtida para o lote de filmes utilizado	42
Figura 7 - Sistema de corte: base milimetrada, cortador giratório, luvas e régua.....	43
Figura 8 - Posicionamento do arranjo para irradiação na mesa do tomógrafo.....	44
Figura 9 - Distribuição de dose dos planos 1, 2 e 3 respectivamente	45
Figura 10 - Setup para entrega dos "tratamentos" planejados.....	46
Figura 11 - Fantoma impresso	47
Figura 12 - Plano 1: simulação de tratamento utilizando Cilindro de 30 mm como aplicador.....	48
Figura 13 - Filme 1: avaliação da irradiação do plano 1 no filme EBT3.....	50
Figura 14 - Plano 2: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm ..	51
Figura 15 - Plano 2: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm ..	51
Figura 16 - Filme 1: avaliação da prescrição da Sonda para o plano 2.....	52
Figura 17 - Filme 1: avaliação da prescrição do Cilindro para o plano 2	53
Figura 18 - Plano 3: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm ..	54
Figura 19 - Plano 3: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm ..	53
Figura 20 - Filme 1: avaliação da prescrição da Sonda para o plano 3.....	55
Figura 21 - Filme 1: avaliação da prescrição do Cilindro para o plano 3.....	56

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Número de Inserções realizadas no Setor de HDR do Instituto do Câncer do Ceará no período de agosto de 2016 a agosto de 2017	19
Quadro 2 - Planos simulados para avaliação	45
Quadro 3 - Comparação da distância de chegada da dose de prescrição no filme com a distância prevista pelo TPS para o plano 1	50
Quadro 4 - Comparação da distância de chegada da dose de prescrição no filme com a distância prevista pelo TPS para o plano 2	53
Quadro 5 - Comparação da distância de chegada da dose de prescrição no filme com a distância prevista pelo TPS para o plano 3	56
Quadro 6 - Comparação da distância real apresentada pelo sistema de planejamento com a distância obtida do plano irradiado para a sonda do plano 3	57
Quadro 7 - Pontos de dose, representativos da prescrição, utilizados para a avaliação da execução do plano 1	58
Quadro 8 - Pontos de dose, representativos da prescrição, utilizados para a avaliação da execução do plano 2	58
Quadro 9 - Pontos de dose, representativos da prescrição, utilizados para a avaliação da execução do plano 3	58
Quadro 10 - DTA médio obtido das leituras dos filmes para cada plano.....	59

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	12
1	OBJETIVOS	14
1.1	Objetivo geral	14
1.2	Objetivos específicos	14
2.	REFERÊNCIAL TEÓRICO	15
2.1	Câncer	15
2.2	Tumores Ginecológicos	16
2.2.1	<u>Câncer do corpo do útero</u>	16
2.2.2	<u>Câncer do ovário</u>	17
2.2.3	<u>Câncer do colo do útero</u>	17
1.3	Instituto do Câncer do Ceará	18
2.1	Radioterapia: Braquiterapia	20
2.1.1	<u>Tipos de Braquiterapia</u>	20
2.1.2	<u>Braquiterapia Ginecológica</u>	22
2.1.3	<u>Tratamento Convencional (2D)</u>	22
2.1.4	<u>Tratamento tridimensional (3D)</u>	23
2.1.5	<u>Controle da Qualidade</u>	24
2.2	Grandezas Dosimétricas utilizadas em Braquiterapia	25
2.2.1	<u>Kerma</u>	26
2.2.2	<u>Dose absorvida</u>	26
2.2.3	<u>Decaimentos Radioativos</u>	27
2.2.4	<u>Constante de decaimento</u>	28
2.2.5	<u>Atividade</u>	28
2.3	Radionuclídeos usados em Braquiterapia	29
2.4	Formalismo TG43	30
2.5	Fantomas e materiais simuladores	31
2.6	Filmes Radiocrômicos	32
2.8	Revisão da literatura acerca do estudo de caracterização do ácido polilático (PLA)	35
3	MATERIAIS E MÉTODOS	38
3.1	Projeto do Fantoma	38

3.2	Calibração dos filmes radiocrômicos	39
3.3	Obtenção das imagens de Tomografia Computadorizada (TC)	43
3.4	Procedimentos de preparação e metodologia de irradiação	44
4	ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	47
4.1	O Fantoma	47
4.2	Execução e avaliação da entrega dos planos de tratamento	48
	CONCLUSÕES	63
	Ações para trabalhos futuros	64
	REFERÊNCIAS	65
	APÊNDICE - Protocolo de uso do Fantoma para avaliação de planejamentos de Braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Ir-192	67

INTRODUÇÃO

O presente trabalho se insere no campo de estudos da radioterapia voltada ao tratamento do câncer de colo de útero no Brasil. Dentro do universo da radioterapia, o foco será o serviço de braquiterapia, em especial a Braquiterapia de Alta Taxa de Dose (BATD). Em recente estudo (SILVA, 2014), concluiu-se que o Brasil possui 89 equipamentos de BATD em funcionamento, grande parte deles dedicado ao tratamento de tumores pélvicos femininos, principalmente o câncer de colo de útero.

O uso destes aparelhos de BATD se faz mediante planejamentos de tratamento baseados em imagens obtidas dos pacientes. Essas imagens poderão ser bidimensionais se forem adquiridas em aparelhos de raios X (o planejamento será 2D) ou tridimensionais, se forem adquiridas em aparelhos de tomografia computadorizada (planejamento 3D). Estudos de escopo internacional indicam que países da Ásia, América do Norte, Europa e Oceania já usam principalmente a tomografia computadorizada como forma de obtenção de imagens para planejamento de BATD (VISWANATHAN, 2012). A literatura descreve o planejamento 3D como um avanço em direção a um tratamento mais individualizado, que apresenta melhores resultados clínicos e redução de toxicidade (IAEA, 2015).

No Brasil, o estudo de Silva *et al.* verificou que apesar de 91% dos centros possuírem softwares capazes de realizar planejamentos 3D, o aparelho de raios X é apontado por 92% dos entrevistados como a principal ferramenta de aquisição de imagens pós-inserção dos aplicadores na rotina, 23% afirmaram realizar tomografia computadorizada esporadicamente para o planejamento, 8% disseram utilizá-la de forma exclusiva e nenhum dos entrevistados afirmou utilizar imagens de ressonância magnética na rotina do planejamento de BATD (SILVA, 2014). Isso significa que existe uma distância a ser percorrida até que as tecnologias mais modernas de obtenção de imagens, tais como tomografia computadorizada e ressonância magnética, sejam usadas em massa nos planejamentos de BATD no Brasil.

Essa transição do 2D para o 3D, apesar de benéfica e desejável, não é simples e tem sido campo muitos estudos. A definição dos, já bem estabelecidos, pontos específicos para o plano de braquiterapia baseada em imagens bidimensionais fora definida pelo *Report* nº38 da ICRU no ano de 1985 (ICRU, 1985). Muito mais recente, a braquiterapia baseada em imagens tridimensionais, tem entre seus documentos principais definidores de procedimentos o *Report* nº 89 da ICRU (ICRU, 2013) e o *Report* nº 12 da IAEA de 2015 (IAEA, 2015).

Esses desenvolvimentos ocorridos na braquiterapia trazem consigo a necessidade de desenvolvimento também com relação ao controle da qualidade para esta área. Os métodos atuais de controle podem ser insuficientes para garantir a precisão da entrega da dose de tratamento otimizada em 3D (PALMER, 2012).

No ano 2000, a IAEA lançou um documento apontando 32 incidentes envolvendo falhas em várias etapas do processo de tratamento (IAEA, 2000). Pouco depois, outro estudo (PALMER, 2013) apresentou vários erros relacionados à correção na dose de transporte, como também na acurácia da posição da fonte para determinado tipo de unidade de tratamento, evidenciando assim, a necessidade de aprimoramento dos procedimentos de controle da qualidade. Um destes procedimentos é o uso de um objeto simulador do corpo humano, chamado *fantoma*, que é submetido a sessões de radioterapia de forma que a eficácia de equipamentos e modelos de planejamentos sejam testadas.

O presente trabalho procura apresentar uma metodologia na qual busca-se um aprimoramento dos procedimentos de controle da qualidade na braquiterapia envolvendo tratamentos baseados nas imagens 3D. O desenvolvimento da metodologia que será proposta, contou com o apoio do setor de Radioterapia do Instituto do Câncer do Ceará (ICC). Desde o ano de 1995, o departamento de Radioterapia dessa Instituição possui uma unidade de BATD que hoje realiza tratamentos somente para tumores ginecológicos. Até o presente momento, esses tratamentos são baseados exclusivamente em imagens 2D.

De modo a facilitar uma futura implementação da braquiterapia 3D no ICC, foi desenvolvido um objeto simulador, um *fantoma*, que permite a avaliação da distribuição de dose nos procedimentos de braquiterapia de alta taxa utilizando o filme radiocrômico EBT-3. Este filme, comercialmente conhecido como EBT-3, vêm sendo amplamente utilizado em dosimetria na braquiterapia, apresentando alta resolução espacial e acurácia na determinação de dose absorvida, devido a sua baixa dependência com a energia do feixe incidente (DEVIC, 2011 e LUVIZOTTO, 2015). O uso desse filme juntamente com o *fantoma* permite a realização de diversas modalidades de avaliação dosimétrica.

1 OBJETIVOS

1.1 Objetivo geral

O principal objetivo deste trabalho está no projeto e construção de um *phantom*, que seja simples e de baixo custo, para a avaliação da distribuição da dose nos procedimentos de braquiterapia intracavitária de alta taxa de dose, empregando filmes radiocrômicos EBT3, visando a certificação de que todas as etapas processo funcionam como previsto na etapa de planejamento.

1.2 Objetivos específicos

- a) Construção do fantoma por impressão 3D utilizando filamento de ácido polilático;
- b) Calibração do lote de filme EBT3;
- c) Aquisição de imagens de tomografia computadorizada do fantoma, conforme setup de irradiação;
- d) Realização de planos de tratamento a partir da tomografia;
- e) Irradiação do fantoma, nas condições definidas no planejamento;
- f) Leitura dos filmes para comparação do plano executado em relação ao previsto.

2. REFERÊNCIAL TEÓRICO

2.1 Câncer

É inquestionável que o câncer seja um grande problema de saúde mundial. O documento *World Cancer Report* publicado em 2003 pela *International Agency for Research on Cancer* (IARC), estimou que 5,3 milhões de homens e 4,7 milhões de mulheres tenham desenvolvido um tumor maligno no ano de 2000. No que se refere aos tumores que acometem especificamente as mulheres, o documento afirma que haveria, no ano de 2000, cerca de 4 milhões de mulheres convivendo com um diagnóstico de câncer de mama e 1,4 milhão de mulheres convivendo com um diagnóstico de câncer de colo de útero em todo o mundo, sendo essas duas patologias de maior incidência no período. No entanto, a complexa epidemiologia desta doença revela que ela atinge pessoas pelo mundo de modo diferente conforme sexo, estilo de vida, hábitos culturais e condição econômica.

O IARC de 2003 estimou que, em se tratando especificamente de países em desenvolvimento (entre eles o Brasil), mais de 25% dos tumores malignos teriam origem em agentes infecciosos como o vírus da Hepatite B, o *Helicobacter Pylory* e o *Papilomavirus Humano*, associado câncer de colo de útero (IARC, 2003). Portanto, poderiam ser reduzidos com medidas profiláticas em massa de saúde pública. As condições de pobreza e a errática assistência social destes países impactam diretamente na incidência de tumores malignos na população.

Se considerarmos apenas a região da América do Sul, Central e Caribe, o câncer de colo de útero foi o segundo tipo de tumor feminino mais comum no ano 2000 com um risco estimado de 33,5 casos para cada 100 mil mulheres (excluindo-se o câncer de pele não-melanoma). O primeiro lugar dessa estatística é ocupado pelo câncer de mama com um risco estimado de 42,2 casos em cada 100 mil. Já se avaliarmos a América do Norte, região de maior fluxo econômico, o câncer de colo de útero não consta entre os nove tipos de câncer de maior incidência (IARC, 2003).

Numa estimativa feita entre 2014 e 2015 para o biênio 2016-2017, concluiu-se que essa condição na América Latina, Central e Caribe permaneceu na década seguinte. No caso específico do Brasil, estima-se que, no ano de 2016, tenha havido cerca de 58 mil casos de câncer de mama e 16 mil casos de câncer de colo de útero. Nessa projeção, o câncer de colo

de útero ficou em terceiro lugar diante da estimativa de aproximadamente 18 mil casos de câncer de cólon e reto em mulheres (INCA, 2015). De qualquer forma, ao se falar em “tumores ginecológicos”, o câncer de colo de útero é o mais recorrente.

2.2 Tumores Ginecológicos

2.2.1 Câncer do corpo do útero

A Estimativa de Incidência do Câncer feita pelo Inca entre 2014 e 2015 projetava, para o ano de 2016, 6.950 casos novos de câncer do corpo do útero no Brasil no ano de 2016, com um risco estimado de 6,74 casos a cada 100 mil mulheres. Sem considerar os tumores de pele não melanoma, o câncer do corpo do útero é o quinto mais incidente na Região Sudeste. Na Região Centro-Oeste, ocupa a sétima posição. Na Região Nordeste, é o oitavo mais frequente. Na Região Norte, ocupa a nona posição. Na Região Sul, é o 12º mais frequente. Para o Ceará, a estimativa desse estudo era de 230 casos novos no ano de 2016. (INCA, 2015)

Entre as neoplasias malignas do sexo feminino, o câncer do corpo do útero é o sexto tipo mais frequente. Diferente de outros cânceres, para os quais não há grande diferença na magnitude entre as taxas de incidência e mortalidade, a taxa de mortalidade do corpo do útero é substancialmente mais baixa do que a taxa da incidência. O câncer de corpo do útero apresenta uma boa sobrevida, com uma sobrevida global em cinco anos em torno de 80%. O adenocarcinoma é o tipo histológico mais comum de câncer do corpo do útero.

Idade precoce na menarca, idade tardia da menopausa, terapia de reposição hormonal e obesidade são os principais fatores de risco. Outro fator de risco importante é a idade. A maioria dos casos apresenta-se em mulheres acima dos 50 anos sendo que apenas 15% dos casos diagnosticados estão presentes em mulheres com a idade abaixo dos 50 anos e, desses, somente 5% abaixo dos 40 anos. Apesar da necessidade de mais estudos, observa-se uma possível associação entre obesidade e diabetes *mellitus* com o aumento do câncer de corpo do útero, também chamado endometrial. A prática regular de atividade física, a manutenção do peso corporal adequado e hábitos alimentares saudáveis são considerados fatores de

proteção contra a doença. Outro fator que está associado à diminuição do risco do câncer do corpo do útero é o uso dos contraceptivos orais. (INCA, 2015)

2.2.2 Câncer do ovário

Nesse mesmo estudo, estimou-se 6.150 novos casos de câncer do ovário para o Brasil no ano de 2016, com um risco estimado de 5,95 casos a cada 100 mil mulheres. Sem considerar os tumores de pele não melanoma, o câncer do ovário é o quinto mais incidente na Região Centro-Oeste. Nas Regiões Sudeste, Sul e Nordeste, ocupa a sétima posição. Na Região Norte, ocupa a oitava posição. Para o Ceará, a estimativa desse estudo eram 280 casos novos no ano de 2016. (INCA 2015)

O câncer do ovário representa cerca de 30% de todos os cânceres ginecológicos. Entre os fatores de risco mais importantes para o desenvolvimento do câncer do ovário o mais conhecido é o histórico familiar de câncer de mama ou do ovário.

2.2.3 Câncer do colo do útero

O câncer do colo do útero é considerado um importante problema de saúde pública. Na estimativa mundial do projeto Globocan/IARC, eram previstos 527 mil novos casos de câncer de colo de útero no mundo para o ano de 2012, configurando assim, o quarto tipo de câncer mais comum nessa população. Cerca de 70% dos casos diagnosticados de câncer do colo do útero ocorrem em regiões menos desenvolvidas e, quase um quinto ocorre na Índia (INCA, 2015).

Estimou-se para o ano de 2016, no Brasil, 16.340 novos casos de câncer do colo do útero, com um risco estimado de 15,85 casos a cada 100 mil mulheres. Sem considerar os tumores de pele não melanoma, o câncer do colo do útero é o primeiro mais incidente na Região Norte. Nas Regiões Centro-Oeste e Nordeste, ocupa a segunda posição; na Região Sudeste, a terceira; e, na Região Sul, a quarta posição. Para o Ceará, a estimativa eram 960 casos novos no ano de 2016. (INCA 2015)

O principal fator de risco para o desenvolvimento do câncer do colo do útero é a infecção pelo papilomavírus humano (HPV). Infecções persistentes por HPV podem levar a

transformações intraepiteliais progressivas que podem evoluir para lesões intraepiteliais precursoras do câncer do colo do útero, se associadas a outros fatores como tabagismo e imunossupressão. Se não diagnosticadas e tratadas oportunamente, essas lesões evoluem para o câncer do colo do útero. A infecção por HPV é a doença sexualmente transmissível (DST) mais comum em todo o mundo e a maioria das pessoas sexualmente ativas, homens e mulheres, terá contato com o vírus em algum momento da vida. Aproximadamente 291 milhões de mulheres no mundo apresentam infecção por HPV em algum período da vida, no entanto, mais de 90% dessas novas infecções por HPV regridem espontaneamente em seis a 18 meses. Existem hoje 13 tipos de HPV reconhecidos como oncogênicos pela IARC. Desses, os mais comuns são o HPV16 e o HPV18. (INCA, 2015).

Portanto, o combate ao câncer de colo de útero passa pelo combate a infecção pelo HPV. Existe vacina de imunização contra papiloma vírus humano e em 2014 o Ministério da Saúde instituiu no Brasil um calendário de vacinação para meninas de 9 a 13 anos. Outro fator de combate ao câncer de colo de útero é o exame ginecológico chamado Papanicolau. Para o Ministério da Saúde, a rotina recomendada é realizar o exame na população entre 25 e 64 anos anualmente. O estudo que faremos neste trabalho é direcionado ao tratamento desta neoplasia.

1.3 Instituto do Câncer do Ceará

O Instituto do Câncer do Ceará (ICC) foi fundado em 25 de novembro de 1944 por um grupo de notáveis da época. Sua atual sede, o Hospital Haroldo Juaçaba, existe desde 1999 no bairro Rodolfo Teófilo, região central de Fortaleza. Ele atende o Sistema Único de Saúde bem como realiza atendimentos particulares em pacientes oriundos de vários estados do Norte e Nordeste. Sua sede está em processo de expansão desde 2015, um prédio anexo está sendo construído de forma a possibilitar dobrar o número de pacientes atendidos.

Com um longo histórico de referência no tratamento oncológico para as regiões citadas, o Instituto dispõe desde 1995 do serviço de braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192. Apesar da alta frequência de inserções para tratamento de tumores ginecológicos, ao longo de sua história o setor já realizou tratamento para tumores de

esôfago, face e mama. Hoje os tratamentos são exclusivamente para tumores ginecológicos, o que se explica pela alta incidência da neoplasia na região.

Conforme exposto no item 1.2, o câncer de colo do útero é o segundo mais incidente em mulheres da região nordeste. Este índice demonstra a importância do serviço de BATD do ICC, que realiza aproximadamente 120 inserções para tratamentos ginecológicos por mês. No Quadro 1 são apresentados os dados de um levantamento sobre as inserções feitas no período de agosto de 2016 a agosto de 2017 pelo Serviço.

Quadro 1 - Número de Inserções realizadas no Setor de HDR do Instituto do Câncer do Ceará no período de agosto de 2016 a agosto de 2017

Meses	Cilindro	Cilindro + Sonda	Anel
Ago – 2016	65	108	20
Set	65	72	17
Out	34	78	8
Nov	46	67	2
Dez	53	56	13
Mar*	3	4	1
Abr	40	66	10
Mai	64	46	8
Jun	44	46	1
Jul	65	41	3
Ago – 2017	34	53	8
TOTAL	513	637	91
	41,34%	51,33%	7,33%

Legenda: Os tratamentos foram interrompidos para a troca da fonte de Ir-192 entre 01/01/2016 a 30/03/2016.
Fonte: A autora, 2018.

Os números obtidos neste levantamento corroboram a importância do Instituto para a região. Mesmo com a demora para a troca da fonte, de quase 3 meses até que a nova fonte fosse liberada para tratamento, o setor executou 1241 inserções no período do levantamento somente para tratamento de tumores ginecológicos; como dito anteriormente, o segundo mais incidente em mulheres na região.

O levantamento foi realizado durante a fase de elaboração deste trabalho, levando em consideração os aplicadores utilizados, e teve a finalidade de orientar o desenho do fantoma,

de forma que seu design permitisse a verificação da correta execução daqueles planos mais realizados na rotina do setor. Nesse contexto, o phantom foi projetado de forma a permitir a avaliação dos planos de tratamentos de braquiterapia intracavitária realizados com cilindro e cilindro com sonda, que são os mais utilizados.

2.1 Radioterapia: Braquiterapia

A Radioterapia é uma técnica de tratamento que utiliza radiação ionizante com o objetivo de eliminar lesões tumorais através da indução de morte celular no tecido doente. Este tratamento pode ser feito com a fonte de radiação a uma certa distância do paciente, na modalidade chamada teleterapia, ou através do uso de fontes radioativas colocadas muito próximas ou em contato com a lesão, na chamada braquiterapia (OKUNO, 2010).

A braquiterapia é a modalidade de radioterapia na qual a aplicação da dose de radiação ionizante no paciente ocorre a partir de radionuclídeos que, em fontes seladas, são colocadas diretamente no volume de tumor (alvo do tratamento) ou muito próximas a este volume. Essas fontes são normalmente inseridas por meio de cateteres, aplicadores ou agulhas.

O item mais importante na braquiterapia é a sua aplicação, sendo o posicionamento do aplicador, em relação ao volume-alvo e aos órgãos de risco, crucial para se obter uma distribuição de dose adequada (PELOSI 2012). Pode-se classificar a braquiterapia em função do local de posicionamento das fontes radioativas, da taxa de dose e do tipo de carregamento empregado (ALVES 2010).

2.1.1 Tipos de Braquiterapia

Quanto ao posicionamento das fontes radioativas, de acordo com a localização do tumor, tem-se os seguintes tipos de braquiterapia (INCA, 2008):

- a) *Intracavitária*: A fonte é inserida no interior de uma cavidade. Exemplo: tratamentos ginecológicos;
- b) *Intersticial*: A fonte é inserida no interstício tumoral, por meio de cateteres ou agulhas próprias. Exemplo: tratamento realizado em tumores de mama;

- c) *Endoluminal*: A fonte de tratamento se encontra na luz de determinado órgão ou estrutura tubular. Exemplo: tratamento de câncer de brônquios, do esôfago e de ductos biliares;
- d) *Superficial*: A fonte de tratamento se encontra justaposta, em contato com a pele a ser tratada, utilizando-se moldes ou placas, onde os cateteres de tratamento são inseridos. Exemplo: tratamento de tumores de pele

Com relação a taxa de dose, os procedimentos de braquiterapia podem ser divididos em baixa taxa de dose (*low dose rate* – LDR), média taxa de dose (*medium dose rate* – MDR) e alta taxa de dose (*high dose rate* – HDR):

- a) *Baixa taxa de dose*: permite tratamentos com taxa de dose abaixo de 200 cGy/h. Em geral, são realizados em uma única aplicação com liberação da dose ao longo de horas ou dias. Requer internação e isolamento do paciente em quarto próprio, mantendo contato apenas com os profissionais do serviço de radioterapia, demandando maiores cuidados em relação à proteção radiológica;
- b) *Média taxa de dose*: são todos os tratamentos realizados com dose na faixa compreendida entre 200 e 1200 cGy/h. Não existem aparelhos que realizem este tipo de tratamento no Brasil.
- c) *Alta taxa de dose*: tratamentos em que a taxa de dose empregada é superior a 1200 cGy/h. Com isso, as aplicações são rápidas e o tempo total de tratamento, da ordem de minutos, é muito menor que o da braquiterapia de baixa taxa de dose. Essa modalidade pode ser realizada de forma ambulatorial, eliminando a necessidade de internação e isolamento prolongado do paciente, além de minimizar problemas de proteção radiológica. Definimos anteriormente a sigla BATD para esse procedimento.

O método de carregamento, meio pelo qual a fonte será levada ao aplicador para a realização do tratamento pode ocorrer das seguintes formas:

- a) *Pré-carga manual*: o material radioativo é colocado manualmente no aplicador que é posteriormente inserido no volume alvo. São exemplos deste tratamento os antigos aplicadores ginecológicos com fonte ativa nos próprios ovóides e na sonda intrauterina;

- b) *Carregamento postergado (afterloading) manual*: os cateteres ou aplicadores são colocados no paciente e, então, o material radioativo é inserido manualmente nesses aplicadores;
- c) *Carregamento postergado remotamente controlado (remote afterloading)*: os cateteres ou aplicadores são colocados no paciente e, então, o material radioativo é inserido nesses aplicadores de forma automatizada, por meio de controle remoto. Todos os equipamentos de BATD são deste tipo.

2.1.2 Braquiterapia Ginecológica

A braquiterapia é largamente utilizada em diversas situações tais como neoplasias de pulmão, ginecológicas e de próstata. No caso das neoplásicas ginecológicas, e especificamente, nos tumores de colo de útero, a colocação da fonte é feita pelos chamados aplicadores intracavitários e a fonte é inserida pela técnica de pós carregamento remoto. Devido à grande incidência de câncer de colo de útero no País, a braquiterapia ginecológica é o tipo de braquiterapia mais frequente no Brasil.

Nos últimos anos, tem sido difundido em vários centros do Brasil, equipamentos BATD com fontes de Irídio-192 para tratamentos, em sua maioria, de braquiterapia ginecológica. Em geral, é um tratamento ambulatorial, realizado em sala própria ou em centro cirúrgico, com todos os cuidados de um procedimento operatório. Os aparelhos de BATD permitem que uma elevada dose de radiação seja administrada ao volume tumoral, a fim de se obter o maior controle local, sem que haja sobre dosagem nas estruturas vizinhas, levando-se em conta os limites de tolerância de dose de cada tecido. Portanto, atentando ao fato de que são doses muito altas aplicadas em uma ou várias frações, torna-se muito importante uma verificação independente dos parâmetros que afetam diretamente a dose de radiação aplicada. (ALVES, 2010)

2.1.3 Tratamento Convencional (2D)

A braquiterapia baseada em imagem radiográfica, chamada 2D, tem seu planejamento baseado em um número de pontos determinados a partir de imagens planares 2D do paciente (AIEA, 2015). A principal limitação da braquiterapia 2D convencional é que há uma falta de informação espacial sobre os volumes de tumores e os volumes dos órgãos

de risco (OAR). Para a braquiterapia ginecológica, as doses pontuais são convencionalmente calculadas para o reto e a bexiga de acordo com as recomendações do Relatório 38 da ICRU (ICRU, 1985).

As doses pontuais do planejamento 2D nem sempre representam a dose recebida por todo o volume do órgão e, como resultado, as doses para os volumes de OAR geralmente não são conhecidas com precisão: não há correlação significativa entre as doses pontuais e a incidência de toxicidades em um órgão sadio como a bexiga, por exemplo. Além disso, a incapacidade de visualizar a extensão do tumor em 3D resulta em um planejamento subótimo da técnica de aplicação com cobertura de dose inadequada para tumores grandes.

2.1.4 Tratamento tridimensional (3D)

A braquiterapia 3D é uma técnica realizada a partir de um conjunto de dados 3D obtidos através de imagens de tomografia computadorizada (TC) dos pacientes com os aplicadores já devidamente inseridos e posicionados para o tratamento. Com essas imagens, o planejamento de tratamento para a entrega da dose de prescrição leva em conta o volume das estruturas de interesse. Isso porque, no software de planejamento, os volumes dessas estruturas (alvo e órgãos de risco) são contornados para avaliação do histograma dose-volume (DVH).

O desenvolvimento do planejamento 3D na radioterapia de feixe externo representa uma das maiores evoluções da teleterapia, com melhores resultados clínicos e toxicidade reduzida. Contudo, no Brasil, a braquiterapia HDR ainda é baseada principalmente no planejamento 2D (SILVA et. Al, 2014), com exceção do tratamento do câncer de próstata para o qual o planejamento 3D já está bem estabelecido e considerado padrão. A transição para o planejamento 3D em outras indicações de braquiterapia mais comuns, como os cânceres ginecológicos, é um desenvolvimento lógico.

O tratamento tridimensional possibilita o uso de novos parâmetros que oferecem um melhor controle da qualidade do tratamento. Com relação ao tratamento convencional 2D, por exemplo, ter acesso a descrição volumétrica de todas as estruturas significativas ao plano, através do contorno dos volumes de tumor visível, clínico e de planejamento (GTV, CTV e PTV) e dos órgãos de risco (OAR), traz vantagens como: a análise das isodoses em

cada corte, a otimização do plano no volume alvo de tratamento e finalmente a avaliação do plano a partir da análise da dose que chega ao volume da estrutura, realizada no DVH. Todos esses pontos são representativos do ganho que a inserção da braquiterapia 3D oferece ao tratamento.

Levando em conta os avanços ocorridos desde a publicação do último documento com recomendações para braquiterapia ginecológica intracavitária, o Relatório ICRU 38 de 1985, a ICRU publicou em 2013 o Relatório 89, que apresenta as novas diretrizes para a braquiterapia 3D. Nele são consideradas as significativas mudanças que o desenvolvimento da tecnologia, engenharia e informática trouxeram à prática da braquiterapia. O documento apresenta orientações para o tratamento 3D, contemplando o uso das novas modalidades de imagens, dos modernos softwares de planejamento e aplicadores, opções de radionuclídeos e taxas de dose.

Não há estudos aleatorizados de fase III que comparem a braquiterapia 2D com a 3D em termos de resultados no paciente. No entanto, um estudo publicado por Fellner em 2000 faz a comparação das técnicas através de estudo clínico com 28 pacientes com câncer de colo do útero tratadas com braquiterapia HDR com fonte de Irídio-192, combinada com teleterapia, pelo método de dose pontual baseado em radiografias ortogonais (2D) e pelo método de dose no volume baseado em imagens seccionais (3D), correlacionando as diferentes abordagens entre as técnicas.

Como resultados do estudo foram relatadas conclusões de que o planejamento de tratamento baseado em imagens 3D é mais abrangente e mais adequado para avaliação dos órgãos de risco e que, para uma estimativa de dose válida e confiável, tanto no volume clínico de tratamento (CTV) quanto nos OAR, o planejamento baseado em imagens 3D aparenta maior vantagem em comparação com o plano de tratamento baseado em pontos em radiografias (FELLNER, 2000).

2.1.5 Controle da Qualidade

O objetivo da radioterapia é conseguir o máximo controle tumoral com mínima complicação para o tecido normal. Sendo assim, a precisão e a exatidão em relação à dose total, à distribuição da dose e seu fracionamento são fundamentais num serviço de

radioterapia para a execução do tratamento. A dose e a sua distribuição no corpo do paciente são destinadas a maximizar a probabilidade de controle local do tumor (FURNARI 2012 B). Com isso, são necessárias ações que avaliem e garantam o correto funcionamento dos equipamentos e dos procedimentos de forma a garantir a correta entrega da dose de prescrição.

A elaboração e a constante aplicação de testes nas fontes, bem como nos sistemas de planejamento (TPS) é parte do chamado Controle da Qualidade (CQ), ou seja, do conjunto de operações técnicas cujo objetivo é assegurar o cumprimento dos requisitos de qualidade, tanto de máquinas como de processos. Os pilares de um Programa de Qualidade são: Educação, Verificação, Documentação e Comunicação. No caso dos equipamentos de carregamento remoto de BATD, os itens de segurança são testes diários, trimestrais e anuais (FURNARI 2012 A).

A função principal desses testes é a redução da probabilidade de acidentes radiológicos, envolvendo a segurança tanto do paciente (subdose ou sobredose) quanto do corpo clínico. É dever da instituição o desenvolvimento de um adequado programa de CQ não só para avaliação das fontes e equipamentos de braquiterapia, mas também para os procedimentos físicos e clínicos de rotina no setor (IVANOV, 2011).

2.2 Grandezas Dosimétricas utilizadas em Braquiterapia

Muitos são os elementos que envolvem a eficácia de um tratamento radioterápico. Durante o tratamento de radioterapia, o paciente absorve a radiação emitida pela fonte, o que se pressupõe terá efeitos terapêuticos no seu organismo. Para que esse processo tenha um bom nível de previsibilidade são necessárias várias ferramentas de controle. É preciso haver, por exemplo, o controle da qualidade da radiação emitida pelo equipamento de forma que haja uma correlação rigorosa entre os comandos dados ao equipamento e aquilo que ele “entregará” ao paciente.

Outra variável a ser controlada é que, ao deixar o equipamento, a qualidade e a intensidade da radiação é conhecida, mas no momento em que a radiação interage com o corpo e tecidos do paciente, a qualidade e intensidade sofrem alteração. É necessário,

portanto, o estudo da forma como esta interação ocorre, por meio de simulações, para que se possa então leva-la em conta no planejamento do tratamento.

Por exemplo, para estimativas de dose em pacientes submetidos à radioterapia, a água apresenta resultados de interação com a radiação gama e X muito semelhantes aos obtidos com o tecido humano. Assim, para cada tipo de estudo, pode-se utilizar um material equivalente, denominado *tecido equivalente*. (TAHUATA, 2013).

O estudo dessas e muitas outras dimensões que influenciam na previsibilidade e na eficácia do tratamento radioterápico é chamado dosimetria e, a seguir, discutiremos as principais grandezas dosimétricas relevantes em BATD.

2.2.1 Kerma

O Kerma, do inglês *Kinectic Energy Released per unit Mass*, é uma grandeza física que se caracteriza pela energia transferida (dE_{tr}) pela radiação a partículas carregadas, por unidade de massa (dm), conforme a equação:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [\text{J/Kg} = \text{Gy}] \quad (1)$$

A transferência de energia às partículas carregadas pode se dar através de colisões ou perdas radiativas. Desta forma, o kerma pode ser dividido em: kerma de colisão (K_C) e kerma de radiação (K_R) Assim, portanto, teremos um kerma total (K) dado por:

$$K = K_C + K_R \quad (2)$$

Onde K_C representa a energia dissipada localmente, por ionizações e excitações, e K_R descreve a energia dissipada predominantemente por fótons de *bremsstrahlung* produzidos da interação dos elétrons secundários. (ALVES, 2010)

2.2.2 Dose absorvida

A dose absorvida é a grandeza física mais importante em radiobiologia, radiologia e proteção radiológica, pois tem relação com a energia da radiação absorvida que está intimamente ligada a danos biológicos (OKUNO, 2010).

Durante o processo de deposição, a energia cinética das partículas carregadas secundárias geradas pela radiação incidente (kerma de colisão, a exemplo da interação com os fótons) é repassada a outros elétrons do meio que poderão gerar ionizações localmente, resultando em dose absorvida (PODGORSAK, 2005).

Assim, a dose absorvida é determinada a partir da energia média ($d\bar{E}$) depositada pela radiação ionizante em um volume elementar de massa dm :

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad [\text{J/Kg} = \text{Gy}] \quad (3)$$

2.2.3 Decaimentos Radioativos

Os radionuclídeos podem ser definidos como tipos de átomos instáveis energeticamente, com a propriedade de emitir radiação espontaneamente até que se torne um átomo estável. Esse processo é conhecido como decaimento radioativo (ALVES, 2010). Os principais tipos de decaimentos são:

- a) Decaimento Alfa: a partícula alfa, composta por dois prótons e dois nêutrons, é uma das partículas emitidas espontaneamente dos núcleos de átomos radioativos. De maneira geral, núcleos com alto número atômico ($Z \geq 83$) decaem por emissão alfa (OKUNO, 2010);
- b) Decaimento Beta: a radiação beta é o termo usado para descrever elétrons (negatrons e pósitrons) de origem nuclear. Quando carregada positivamente, a partícula é chamada β^+ e se carregada negativamente β^- . Ao contrário do que ocorre para o caso da emissão da partícula alfa, emissão de partículas beta é um processo comum em núcleos de massa pequena ou intermediária que possuam excesso de prótons ou de neutros, com relação a estrutura estável correspondente (TAUHATA, 2013).
- c) Decaimento por captura eletrônica: processo que compete com o decaimento β , ocorre em alguns núcleos onde a transformação do próton em nêutron ao invés de ocorrer pela emissão de um pósitron, é dada 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 transforma-se em um nêutron. Não ocorre emissão de radiação nuclear neste caso, exceto a do neutrino emitido

do processo de transformação que não oferece dano ao tecido. A captura do elétron, no entanto, cria uma vacância na eletrosfera e o seu preenchimento provoca emissão de raios X característicos (TAUHATA, 2013).

- d) Decaimento Gama: ocorre através da emissão de um fóton pelo núcleo que, após decair por emissão de partículas beta ou alfa, ainda permanece excitado (seus nucleons estão fora da configuração de equilíbrio). Este fóton emitido recebe o nome de raio gama (γ).

2.2.4 Constante de decaimento

O processo de decaimento radioativo é estocástico e segue uma distribuição de probabilidade que é característica de cada radionuclídeo. Esta probabilidade recebe o nome de constante de decaimento e é representada pela letra grega λ (OKUNO, 2010).

Assim, tomando dP como a probabilidade de um radionuclídeo gerar uma reação nuclear espontânea com emissão de radiação por um intervalo de tempo dt , a constante de decaimento poderá ser definida por:

$$\lambda = \frac{dP}{dt} \text{ [s}^{-1}\text{]} \quad (4)$$

Outra característica inerente a cada radioisótopo é o tempo necessário para que metade dos átomos de uma amostra se desintegre. A este processo dá-se o nome meia-vida ($T_{1/2}$) e sua definição é dada a partir de uma relação com a constante de decaimento λ , conforme mostra a equação a seguir:

$$T_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad (5)$$

2.2.5 Atividade

A atividade (A) de uma amostra radioativa descreve o número de decaimentos por unidade de tempo. Com isso, tomando N como o número de átomos existentes na amostra, temos:

$$A = N \cdot \lambda = \frac{dN}{dt} \quad [\text{s}^{-1}] \quad (6)$$

A unidade de atividade é o becquerel (Bq), sendo $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$, o que representa uma desintegração por segundo.

2.3 Radionuclídeos usados em Braquiterapia

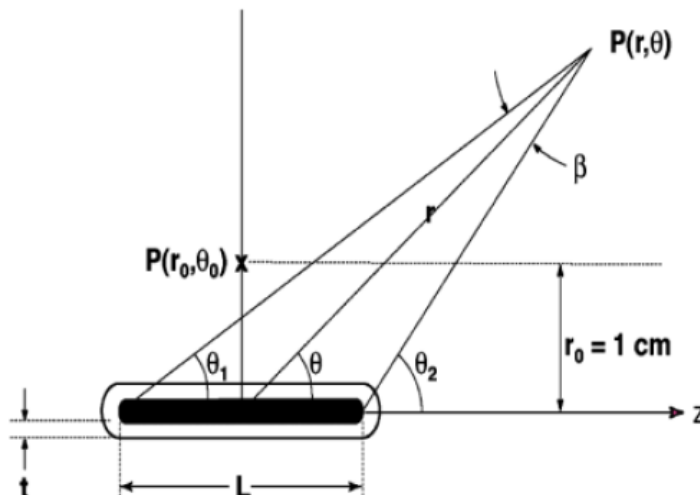
Para que um radionuclídeo seja utilizado em braquiterapia, ele deve atender aos seguintes requisitos:

- a) Para lesões ginecológicas, por exemplo, onde é realizada a braquiterapia intracavitária de alta taxa de dose, a emissão de raios gama deve ser adequada. De forma que a energia dos fótons emitidos seja suficientemente alta para que se evite a deposição de energia nos ossos, minimizando espalhamentos.
- b) É desejável que a energia esteja compreendida na faixa entre 200 e 400 KeV;
- c) A meia-vida do radionuclídeo não pode ser tão baixa, de forma que não seja necessária a correção de decaimento durante o tratamento;
- d) A radiação emitida deve ser efetivamente absorvida pela blindagem;
- e) Em sua desintegração, o radionuclídeo não deve produzir elementos gasosos;
- f) Deve apresentar alta atividade específica;
- g) Deve ser insolúvel e atóxico;
- h) O material não deve ser em forma de pó;
- i) Interessa que o material possa assumir diferentes tamanhos e formatos, como tubos rígidos, agulhas, esferas, sementes e fios flexíveis;
- j) O material não deve apresentar dano devido ao processo de esterilização.

2.4 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 no TG 43 (Task Group No. 43) pela Associação Americana de Físicos em Medicina (American Association of Physicists in Medicine - AAPM) considera uma fonte de geometria cilíndrica e, a partir dela, define a taxa de dose absorvida na vizinhança da fonte em análise, conforme se demonstra a seguir:

Figura 1 - Sistema de coordenadas utilizado pelo formalismo para os cálculos dosimétricos de braquiterapia



Fonte: TG-43, 1995.

Tendo a água (de densidade igual a $0,998 \text{ g.cm}^{-3}$) como material de referência, e 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 1, que a dose ou a taxa de dose em um ponto $P(r, \theta)$ é dada por:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (7)$$

Onde:

r – distância radial do ponto de cálculo da dose ao centro do volume ativo da fonte;

S_K - intensidade da fonte de braquiterapia, em termos da taxa de kerma no ar;

Λ – constante da taxa de dose na água;

$G(r, \theta)$ – função geometria do ponto (r, θ) ;

$G(r_o, \theta_o)$ – função geometria do ponto (r_o, θ_o) ;

$g(r)$ – função radial de dose;

$F(r, \theta)$ – função anisotropia.

Também chamada intensidade kerma-ar, a intensidade da fonte de braquiterapia (S_K) é obtida por câmaras de ionização calibradas em laboratórios de calibração, para cada tipo de fonte utilizada. A constante da taxa de dose (Λ) é dada pela razão entre a taxa de dose absorvida no ponto de referência (r_o, θ_o) e a intensidade kerma-ar (MOURA, 2015). Na função geometria ($G(r, \theta)$) estão incluídas somente as variações de dose relativa, a absorção de fótons e dispersão na estrutura da fonte é ignorada. A função radial de dose ($g(r)$) leva em conta o decréscimo da dose devido ao espalhamento de fótons e atenuação na água, em função da distância radial. (LUVIZOTTO, 2015).

A função anisotropia ($F(r, \theta)$) fornece a correção pela atenuação e absorção dos fótons emitidos pela fonte, em função do material, com respeito a distância e ângulo definido. Além disso, essa função também leva em consideração a absorção e atenuação dos fótons no núcleo radioativo da fonte e em seu encapsulamento (ALVES, 2010).

De maneira geral, a proposta deste formalismo matemático possibilitou a incorporação de parâmetros e grandezas que garantiram uma maior precisão nos cálculos das distribuições de dose na vizinhança de fontes reais de braquiterapia, levando em consideração o desenho e a composição característica de cada tipo de fonte. Com isso, foi possível a programação desse formalismo, baseada em grandezas determinadas por simulação de Monte Carlo para cada tipo de fonte; aumentando a precisão da dosimetria clínica dessas fontes. (ALVES, 2010).

2.5 Fantomas e materiais simuladores

Com larga aplicação na rotina clínica, *fantomas* são objetos simuladores que apresentam características de absorção e espalhamento da radiação semelhantes às ocorridas nos tecidos humanos a serem irradiados (ICRU 44, 1988). O uso do phantom, para medidas

de dose em uma simulação clínica, oferece uma previsão da forma com que a radiação irá interagir com os tecidos do corpo e seu efeito na dose. Tal informação tem impacto direto na qualidade do tratamento a ser oferecido ao paciente.

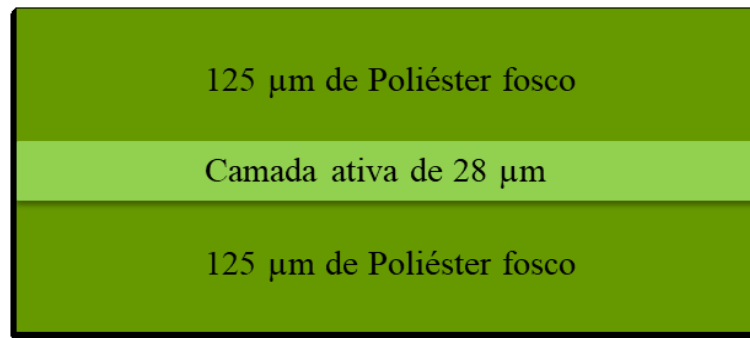
Universalmente utilizada como substituto de tecidos moles, a água é o material simulador padrão para medidas dosimétricas, tanto para feixes de fótons quanto de elétrons (PODGORSACK, 2005). Com isso, é importante ressaltar que um material simulador deve ter sua composição equivalente a água, em termos de densidade e número atômico efetivo, e que também é preciso levar em conta a qualidade e a energia do feixe para que a equivalência entre os materiais esteja garantida (ARROYO, s/d).

2.6 Filmes Radiocrômicos

Dotado de ótima resolução espacial, o filme radiocrômico é um tipo de detector que possibilita a verificação planar da dose. Quando submetidos a radiação ionizante esses filmes sofrem mudança instantânea em sua coloração, oferecendo rapidamente uma imagem que permite análises qualitativas sem a necessidade de processamento pós irradiação. Para obter os valores de dose no filme exposto, deve-se dispor de um leitor que promova a conversão da imagem em dados quantitativos e, desta forma, poderá ser realizada uma análise dosimétrica da película.

Os filmes radiocrômicos utilizados neste trabalho foram os GAFChromic®, tipo EBT-3, da Ashland. Conforme ilustra a Figura 2, o EBT3 tem sua estrutura composta de três partes, onde a camada ativa se encontra entre espessuras iguais de poliéster. Segundo as especificações do fabricante, nessa camada ativa estão presentes o componente ativo, um corante marcador, estabilizantes e outros componentes; gerando características estruturais que fornecem um filme com resposta quase independente da energia. (GAFCHROMIC, S/D)

Figura 2 - Estrutura do Filme GAFChromic® modelo EBT3



Fonte: a autora, 2018.

A construção simétrica do modelo EBT3 reduz artefatos, e para eliminar as interferências ópticas conhecidas como anéis de Newton, formados no contato do filme com a superfície do scanner (comumente utilizado para leitura dos filmes), o poliéster fosco que reveste e protege a camada ativa contém esferas microscópicas de sílica em sua superfície (PALMER, 2013). Atualmente, este modelo de filme é amplamente utilizado para dosimetria em radioterapia.

As principais características técnicas dos filmes GAFChromic® são:

1. Possuem sensibilidade em um intervalo de doses de 0,1 Gy a 20 Gy;
2. Intervalo ótimo de dose compreendido na faixa de 0,2 a 10 Gy;
3. Revelação em tempo real, excluindo a necessidade de reveladora;
4. Baixa dependência energética de 100 keV até a região de MV;
5. Tecido equivalente;
6. Alta resolução espacial;
7. Sofrem pouca interferência com a luz visível;
8. Suportam temperaturas de até 60 °C;
9. Resistentes a imersões de curto prazo em água.

A alta resolução espacial dos filmes radiocrômicos é apontada no TG 55 como a principal vantagem deste detector, em relação aos demais, para uso em Braquiterapia devido a característica dos abruptos gradientes de dose em torno das fontes utilizadas nesta técnica de tratamento (Task Group 55, 1998).

Diferentes aplicações dos filmes GAFChromic® em braquiterapia de alta taxa de dose são encontradas na literatura. Segundo Palmer *et al.* (2013), o filme radiocrômico modelo EBT3 se mostrou apropriado como um dosímetro para avaliação não só do desempenho do sistema de planejamento de tratamento HDR, como para avaliar o funcionamento do equipamento de entrega. (PALMER, 2013).

2.7 Impressoras 3D

A impressão em três dimensões (3D) tem sua origem na tecnologia de prototipagem rápida (*Rapid Prototyping* – RP), sendo um processo de fabricação direta por repetidas sobreposições de material em camadas planas até que o objeto seja construído. Entre os principais atrativos oferecidos por esta técnica estão a reprodução fiel do volume projetado em curto período de tempo e o baixo custo necessário para obtenção do produto final.

Para construção do produto é necessário um modelo digital, ou seja, deve-se criar graficamente o volume desejado utilizando um software de desenho 3D. Assim, este arquivo será recebido pela impressora que, no lugar de tinta, deve ser abastecida com carretel contendo o material (polímeros, resina...) escolhido para impressão.

As impressoras 3D executam o projeto de acordo com sua tecnologia de impressão. As principais são *Selective Laser Sintering* (SLS), *Laminated Object Manufacturing* (LOM), *Inkjet Printing Techniques* (IPM) e *Fused Deposition Modeling* (FDM). Basicamente, a distinção no modo de impressão entre cada uma dessas técnicas está no estado físico do material utilizado. Na SLS partículas de termoplástico são fundidas a partir de um laser, na LOM filmes plásticos são colados em camadas e moldados por cortador a laser, a IPM utiliza camadas de pó que são ligadas por líquido adesivo e a FDM trabalha com filamentos de termoplásticos que são fundidos e enviados a cabeça de impressão que realiza a deposição do material em camadas através do processo de extrusão.

As impressoras que utilizam a tecnologia FDM são as mais populares. Algumas características colaboram para este fato, sendo a principal delas o custo reduzido tanto o da própria máquina quanto do material empregado para as impressões. Além disso, seu processo de impressão é o mais simples dentre os apresentados anteriormente.

Atualmente, quando se fala em impressão 3D, os materiais termoplásticos *acrylonitrile butadiene styrene* ou acrilonitrila butadieno estireno (ABS) e o *polylactic acid* ou ácido polilático (PLA) são os dois tipos de filamento mais utilizados para este fim. Eles diferem quanto a composição, sendo o ABS derivado do petróleo e o PLA biodegradável, derivado de fontes renováveis como amido de milho e outros amidos. E, além disso, esses filamentos apresentam diferenças quanto ao ponto de fusão durante o processo de extrusão e nos pós processamento (acabamento da peça).

O phantom apresentado neste trabalho foi confeccionado na técnica FDM. A escolha do filamento de PLA foi motivada por estudo anteriormente realizado na área de radioterapia onde este material foi caracterizado para simulações em Braquiterapia.

2.8 Revisão da literatura acerca do estudo de caracterização do ácido polilático (PLA)

Como mencionado no tópico anterior, são inúmeras as possibilidades de aplicação da tecnologia de impressão 3D na medicina. Para a radioterapia esse quadro não é diferente e podemos vislumbrar o emprego desta técnica como um campo promissor para estudo em nossa área.

Em sua tese de doutorado, o físico Rogério M. V. da Silva (SILVA, 2015) realizou estudo na área de braquiterapia ginecológica onde foi demonstrado o comportamento da dose na superfície de uma bexiga impressa em três dimensões a partir de imagens de tomografia computadorizada (TC) realizada em pacientes reais, tendo o aplicador braquiterápico já posicionado.

No estudo, as impressões das bexigas artificiais foram realizadas a partir do filamento termoplástico de ácido polilático (PLA), material que teve os detalhes de sua composição e estrutura interna analisados para a realização de uma caracterização quanto as suas propriedades físico-químicas. Esta caracterização foi realizada através das técnicas de composição elementar através de análise CHN, espectroscopia analítica, densidade de massa relativa, degradação por repetidas irradiações, coeficiente de atenuação mássico e número atômico efetivo.

Através da análise elementar CHN, os elementos carbono, hidrogênio e nitrogênio foram identificados e quantificados. Para investigar a presença de metais foi realizada a espectroscopia analítica, determinando o conteúdo e a concentração destes no material. A

densidade de massa de PLA relativa a água foi alcançada através do método do picnômetro (SILVA, 2012). Além disso, foi também avaliado o comportamento e a estabilidade do material após longo período de exposição à radiação; seu coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ) e número atômico efetivo (Z_{eff}).

Em síntese, quanto a sua composição química, os elementos verificados em maior concentração no PLA foram carbono e hidrogênio. Essa composição por elemento contido no material foi comparada as composições de alguns tecidos do corpo e a tecidos substitutos já usados em radioterapia. Como resultado para os tecidos do corpo, observou-se maior semelhança entre o PLA e o tecido adiposo e, considerando os tecidos substitutos, o acrílico foi o material de composição mais próxima a do PLA.

Com relação a densidade, a maior similaridade se deu entre o PLA e o tecido muscular, enquanto a maior discrepância foi observada para o tecido ósseo. Para os tecidos substitutos, a densidade do PLA apresentou maior proximidade com a densidade do acrílico; material já estabelecido como simulador por possuir densidade próxima à da água.

Quanto a sua exposição à radiação, após irradiação de 50.000 Gy (dose equivalente a 7500 sessões de Braquiterapia), o PLA não apresentou mudança significativa em sua composição elementar nem em sua forma física. Este resultado levou o autor a conclusão de que o termoplástico PLA é um material que pode ser utilizado para simulações de braquiterapia sem a necessidade de outros estudos acerca das alterações de suas propriedades físico-químicas.

Dentro da faixa de energia do irídio-192, o comportamento do coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ) do PLA em relação a alguns tecidos do corpo (tecido mole, ósseo, muscular e cerebral) e a alguns materiais simuladores (parafina, água, temex e cera mix D), se mostrou semelhante ao dos tecidos muscular, adiposo, mole e cerebral, tendo maior divergência para o tecido ósseo. Para todos os materiais simuladores comparados ao PLA, o resultado foi de semelhança no comportamento do coeficiente de atenuação mássico.

Finalmente, considerando o espectro de energia do irídio-192, o valor do Z_{eff} definido pelo autor, através do software AutoZeff, para o PLA foi de 3,17. Esse valor foi comparado ao Z_{eff} do tecido mole (3,39) obtido através do mesmo software por Kurudirek et al (2014) e teve-se como resultado uma diferença de aproximadamente 6,5%.

Desta maneira, considerando a água como material simulador de referência, o estudo do termoplástico de ácido polilático realizado por Silva (2015) aprova o uso do PLA nos

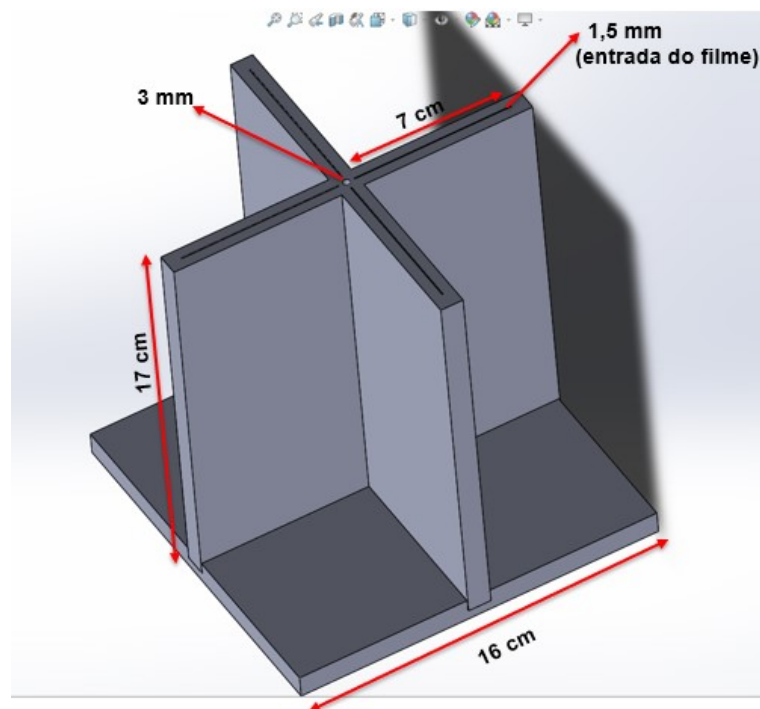
procedimentos de braquiterapia e confirma a proximidade do comportamento deste material com o da água quando exposto a fontes emissoras de fótons.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Projeto do Fantoma

Criado utilizando-se o software SketchUp, na versão de acesso livre na internet, que é voltado para criação de modelos em três dimensões, o fantoma foi projetado no formato de duas placas retangulares, transversais, sobre uma base quadrada de 16x16 cm², conforme ilustrado na Figura 3. No encontro dessas placas há um orifício para receber o cateter, por onde passará a fonte radioativa, e nas quatro placas adjacentes ao orifício estão os locais de entrada dos filmes radiocrômicos.

Figura 3 - Desenho do fantoma com dimensões para impressão em 3D



Fonte: a autora, 2018.

O fantoma foi produzido, sob encomenda, na *fab lab* do ICC *Biolabs*, localizada no próprio hospital onde todo o trabalho foi realizado. O local possui o serviço de impressão 3D com os materiais ABS e PLA. A opção pelo PLA para a confecção do fantoma foi motivada por estudo anteriormente realizado por (SILVA, 2015), que avalia as propriedades

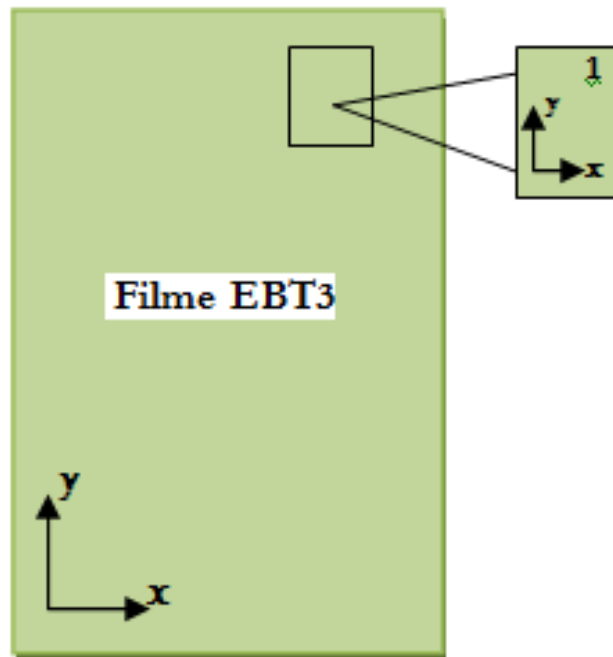
físico-químicas deste material bem como o seu comportamento quando submetido a radiação ionizante para várias faixas de energia.

Confeccionado na impressora GTMax3D Core A1 pela técnica FDM de impressão, o fantoma foi produzido em duas partes, suporte e base, que ficam perfeitamente encaixadas. O suporte, que recebe a fonte e os filmes, foi impresso em alta resolução com preenchimento total, tornando a peça perfeitamente homogênea. Para a base, que tem somente a função de sustentar esse suporte, a impressão foi feita com menor resolução e não houve preocupação quanto à homogeneidade. Essa decisão contribuiu para economia no custo final da peça, uma vez que foram reduzidos a quantidade de PLA e o tempo de impressão.

3.2 Calibração dos filmes radiocrômicos

Foram utilizados neste trabalho filmes radiocrômicos Gafchromic® tipo EBT3 do mesmo lote (#04191702). Com isso, antes da irradiação para a obtenção das medidas com a fonte de Irídio, foi necessária a calibração deste dosímetro em termos de dose absorvida na água. Para este procedimento, um dos filmes do lote foi cortado em 8 partes com 3x2 cm cada, onde a maior dimensão para cada parte foi cortada sempre coincidindo com o maior lado do filme, conforme mostrado na Figura 4.

Figura 4 - Esquema de corte para calibração do filme em relação ao filme inteiro



Fonte: a autora, 2018.

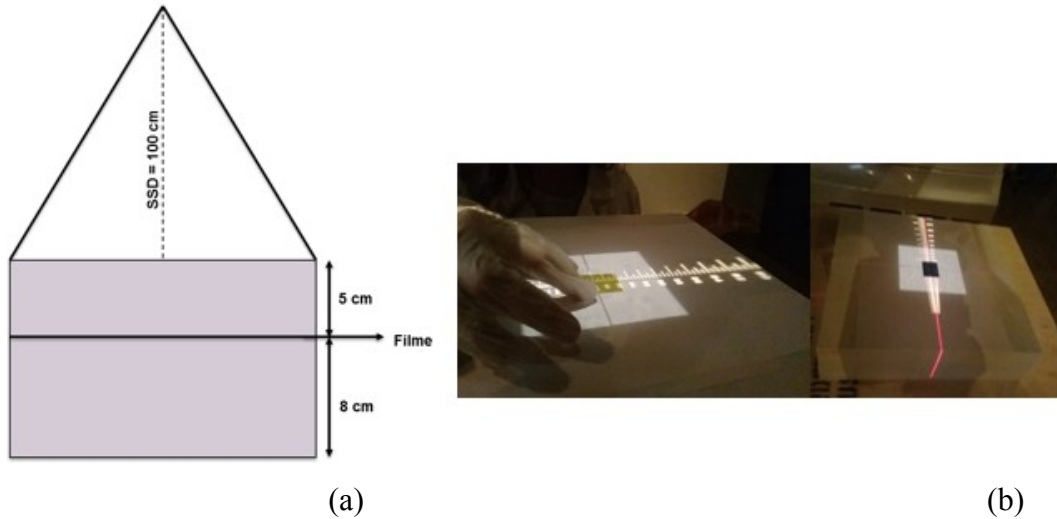
O procedimento de calibração foi realizado em um acelerador linear de uso clínico com feixe de fótons de 6 MV. Apesar de o irídio-192 ser a fonte irradiadora utilizada neste trabalho, a característica que o Gafchromic EBT3 possui de baixa dependência energética na região de 100 KeV a 18 MV (GAFCHROMIC, S/D) permite que a calibração seja feita a partir de um feixe clínico como o utilizado.

Para isso elaborou-se um plano através do Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) do Hospital, o Eclipse da Varian, que consta de 13 placas de água sólida RW3 (tendo cada uma 30 cm x 30 cm, com espessura de 1 cm) dispostas uma sobre a outra, onde as Unidades Monitoras (UM) para irradiação dos filmes nesta configuração foram obtidas para Gantry, colimador e mesa a 0°, com um tamanho de campo de (10 x 10) cm² a uma distância fonte superfície (SSD) de 100 cm e prescrições de dose relevantes para uma avaliação de tratamento ginecológico com Braquiterapia HDR, dentro da faixa de dose recomendada para filmes radiocrômicos tipo EBT3 contida nas especificações do fabricante.

Para a exposição dos filmes, os recortes de 3 x 2 cm foram posicionados, um por vez, sobre as placas de água sólida e centralizados com o reticulado (Figura 5). Sobre o filme, foi colocado uma folha de papel, a fim de protegê-lo, e 5 cm de água sólida (ponto de normalização do plano) para que as medidas sejam feitas fora da região de buildup. Foram

executadas irradiações com doses de 250, 500, 750, 1000, 1250, 1500 e 2000 cGy, deixando duas partes de filmes sem irradiar para o controle.

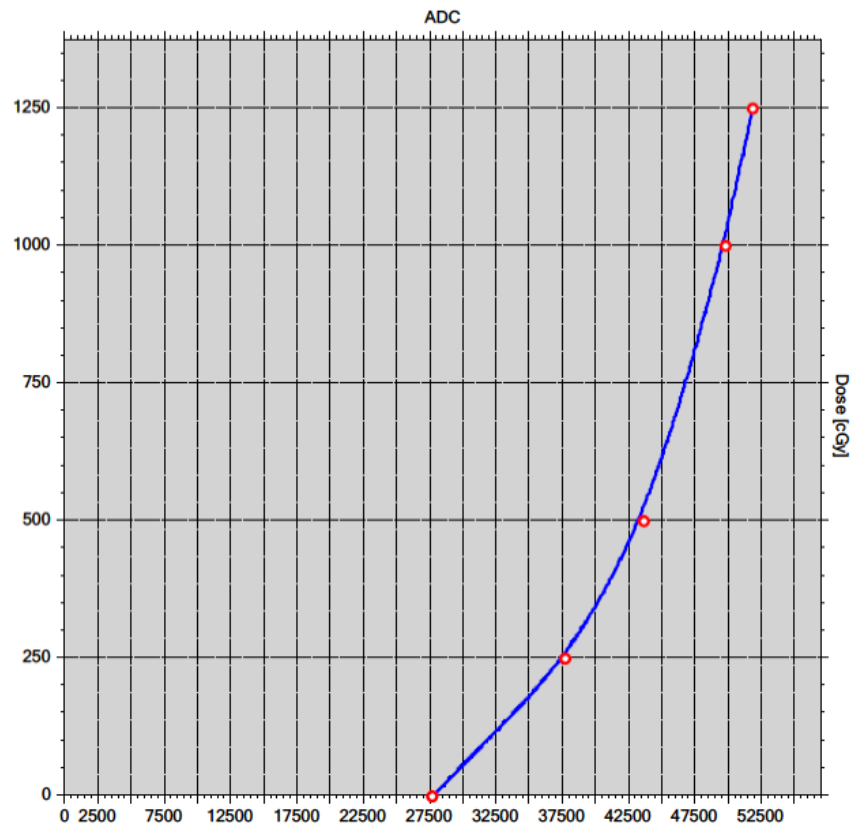
Figura 5 - Representação do setup de irradiação para calibração do lote #04191702



Legenda: (a) – esquema do setup para irradiação; (b) – montagem do setup de irradiação.
Fonte: a autora, 2018.

Após 24 horas, os filmes foram levados ao scanner Epson 11000XL e alinhados com a marcação do próprio equipamento para auxiliar o posicionamento no eixo central do scanner, de maneira que os filmes fiquem na perpendicular em relação ao sentido de varredura da luz e tendo o filme de maior dose localizado no início da varredura. Essa digitalização foi exportada para o software OmniPro – IBA (versão 1.7b), onde obteve-se a curva de calibração para o lote de filmes.

Figura 6 - Curva de calibração obtida para o lote de filmes utilizado



Fonte: a autora, 2018.

Além do cuidado com o local de armazenamento em relação às variações climáticas, durante todo o processo de trabalho com os filmes a manipulação desses se deu com o uso de luvas de vinil sem talco e o sistema de corte adotado consistiu de um cortador giratório e uma base de corte milimetrada, mostrada na Figura 7, buscando minimizar danos ao dosímetro.

Figura 7 - Sistema de corte: base milimetrada, cortador giratório, luvas e régua



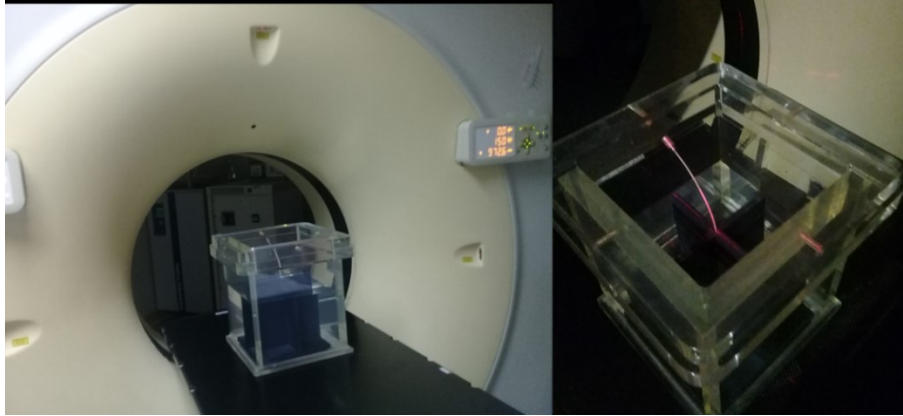
Fonte: a autora, 2018.

3.3 Obtenção das imagens de Tomografia Computadorizada (TC)

O arranjo para a irradiação, com as quatro partes de filmes EBT3 posicionadas na transversal em relação ao cateter, que levará a fonte ao interior do fantoma, deve ser colocado em uma caixa de acrílico preenchida com água para que sejam obtidas medidas de dose na água. Para a simulação dos planos de tratamento são necessárias imagens de tomografia do setup a ser irradiado.

Desta forma, o fantoma foi centralizado em um tanque de acrílico, de dimensões 20 cm x 20 cm de largura com 30 cm de altura e preenchido com água destilada até uma altura de 14 cm, conforme demonstrado na Figura 8. Na mesa do tomógrafo, esse arranjo foi alinhado com os lasers laterais e sagital, tendo o phantom como referência. Com auxílio do cateter, foram inseridos simuladores de fontes (*dummy*), com 0,5 cm de espaçamento, no orifício central do fantoma, local projetado para entrada da fonte.

Figura 8 - Posicionamento do arranjo para irradiação na mesa do tomógrafo



Fonte: a autora, 2018.

As imagens de TC foram obtidas no tomógrafo da Instituição, um Philips Brilliance de 10 canais. Para aquisição das imagens, utilizamos o protocolo de pelve para radioterapia, com espessura de corte de 3 mm na direção crânio caudal.

3.4 Procedimentos de preparação e metodologia de irradiação

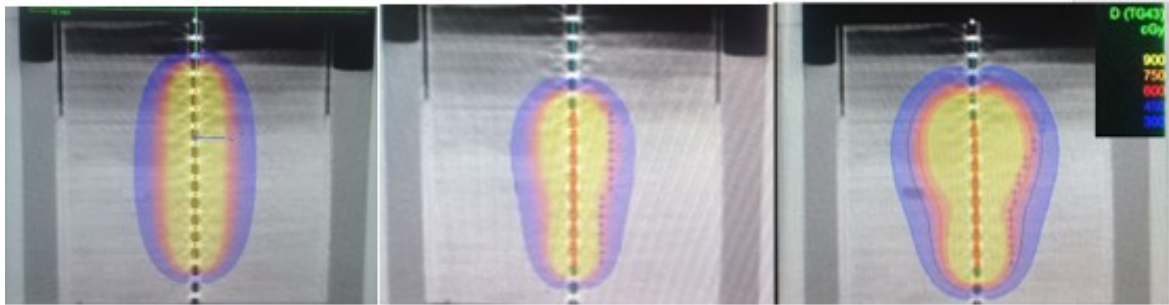
Para irradiação, foram preparados três planejamentos no TPS Oncentra Brachy (v.4.5.1): o primeiro plano elaborado simula a utilização de um Cilindro de 30 mm, representando uma paciente que passou por histerectomia (retirada do útero), o segundo plano simula os aplicadores Sonda de 40 mm com Cilindro 30 mm, para um tratamento completo, que inclui colo, útero e vagina; e o terceiro usa Sonda de 40 mm e Cilindro de 30 mm simulando um tratamento de endométrio, onde a curva de isodose deve ter um formato de “pera invertida”.

Quadro 2 - Planos simulados para avaliação

Planejamento	Prescrição
Plano 1	600 cGy a 5 mm da superfície do aplicador (em 20 mm)
Plano 2	Sonda: 600 cGy no ponto A (a 20 mm da fonte); Cilindro: 600 cGy na superfície do cilindro (a 15 mm).
Plano 3	Sonda: 600 cGy a 4 cm da ponta da sonda Cilindro: 600 cGy a 5 mm da superfície

Fonte: a autora, 2018.

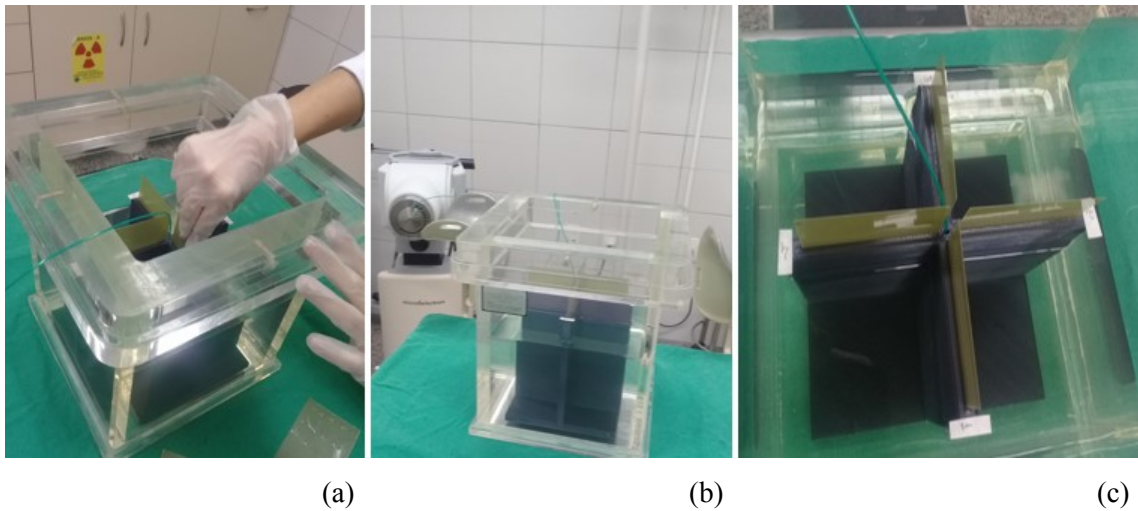
Figura 9 - Distribuição de dose dos planos 1, 2 e 3 respectivamente



Fonte: a autora, 2018.

Conforme setup mostrado na Figura 10, onde o cateter conectado no Microselectron está inserido no centro do fantoma com os filmes devidamente posicionados. Esses planos foram enviados ao Oncentra TCS (v.3.5.1.500) para aplicação do tratamento no fantoma, assim como é realizado em rotina normal de tratamento no setor. Os relatórios gerados antes do início do tratamento e também após foram impressos a título de documentação.

Figura 10 - Setup para entrega dos "tratamentos" planejados



Legenda: (a) - colocação dos filmes; (b) - cateter conectado ao Microselectron; (c) - marcação numérica das posições dos filmes.

Fonte: a autora, 2018.

Após a execução do “tratamento”, os filmes foram retirados e numerados de acordo com sua posição no fantoma, em seguida os filmes foram secos um a um com papel toalha e armazenados em envelope identificado com o nome do plano executado. Os envelopes foram levados ao local onde ficavam os filmes antes da irradiação, de maneira a manter as mesmas condições ambientais anteriores ao procedimento, por um período de 24 horas.

No dia seguinte, foi iniciado o processo de leitura desses filmes utilizando o conjunto scanner Epson modelo 11000XL e software OmniPro – IBA (versão 1.7b), onde os filmes foram digitalizados (seguindo o mesmo método realizado para a digitalização dos filmes no procedimento de calibração) e tiveram suas imagens convertidas em mapas de dose através do OmniPro. Através dos mapas é possível não só a conferência do resultado obtido em relação ao tratamento planejado, mas também a avaliação do perfeito estado da fonte de irídio em questão, que deve apresentar as características esperadas e já bem conhecidas com relação a sua forma, tamanho e anisotropia.

As etapas de manipulação, identificação e armazenamento dos filmes foram executadas dentro dos cuidados exigidos por esse dosímetro de manejo tão sensível. As estratégias adotadas foram o uso de luvas de vinil sem talco para manipula-los, a identificação foi feita na borda superior lateral do filme fora da área irradiada e os envelopes para armazenar os resultados de cada plano foram feitos de maneira que os quatro filmes fiquem separados pelo papel de proteção contido na embalagem do próprio fabricante.

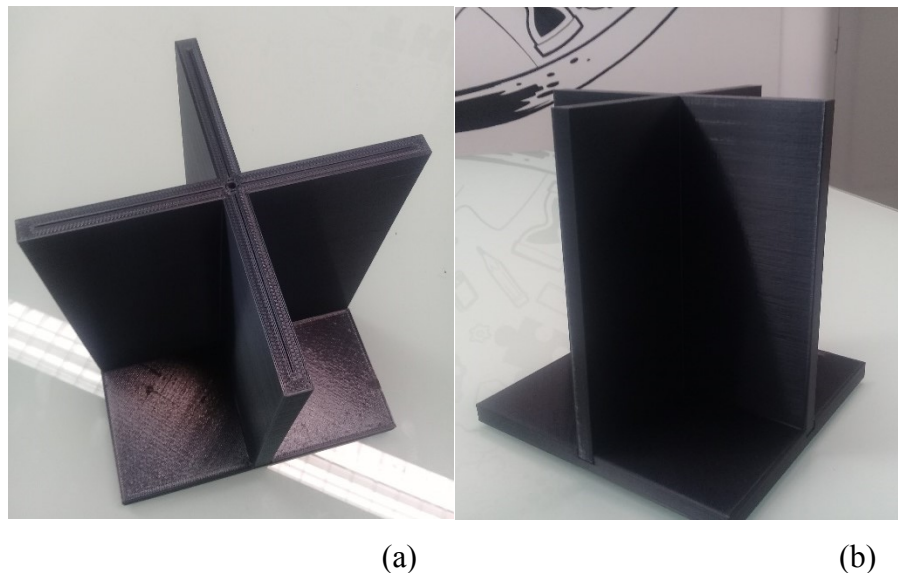
4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

4.1 O Fantoma

O produto final foi impresso com fidelidade ao projeto desenvolvido para o fantoma no software SketchUp (Figura 11). Todas as dimensões foram verificadas e, além de constatar a reprodução fiel do que foi projetado, as medidas da peça se mostraram satisfatórias para o posicionamento tanto dos filmes quanto do cateter, por onde deverá passar a fonte de Ir-192.

Durante montagem do setup, o fantoma criado atendeu às expectativas do trabalho mostrando-se um meio apropriado para certificação da correta aplicação de um plano de tratamento de BATD com fonte de irídio-192, por parte do sistema de carregamento remoto. Como primeiro resultado obtido neste trabalho, o fantoma se apresenta apto e economicamente viável para aplicação no controle da qualidade de tratamentos de braquiterapia ginecológica.

Figura 11 - Fantoma impresso



Legenda: (a) - visão anterior; (b) - visão lateral
Fonte: a autora, 2018.

4.2 Execução e avaliação da entrega dos planos de tratamento

Com o intuito de verificar a correta entrega do tratamento por parte do equipamento de pós-carregamento remoto, a avaliação dos planos esteve orientada nas prescrições de doses para os tratamentos que fazem uso de cilindro e cilindro com sonda, simulando os tipos mais realizados no setor de Braquiterapia do Instituto.

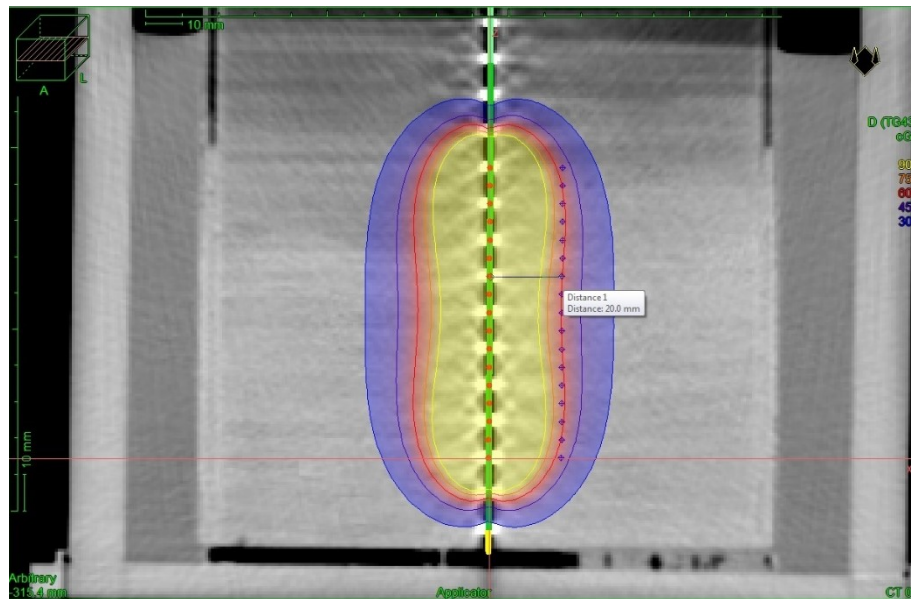
Para cada plano executado, tal avaliação foi realizada através do DTA (distance to agreement), de forma que o objetivo deste estudo está no exame da concordância entre a distância em que deveria chegar a dose prescrita, conforme planejada no TPS, com a distância de chegada dessa dose verificada no filme radiocrômico.

Para isso, nos quatro filmes de cada plano, buscou-se na curva da dose prescrita um ponto representativo desta dose e o registro da distância desse ponto até o início (borda) do filme. Uma vez conhecidas as dimensões do fantoma, e levando em conta a distância entre o cateter e a borda dos filmes, que distam 7 mm: em todos os planos as distâncias registradas ganharam o acréscimo de 0,7 cm e assim foi possível a checagem da dose entregue com a dose prevista anteriormente pelo TPS.

Os resultados obtidos com o uso desse fantoma, fornecem uma mostra não só da capacidade do equipamento de pós carregamento remoto em executar o tratamento conforme planejado, considerando todo o processo envolvido na entrega da dose, como também torna possível uma avaliação qualitativa da distribuição de dose esperada, característica para tratamentos de BATD intracavitária com fonte de Irídio-192.

Desta forma, tanto a avaliação da distância de prescrição, quanto da dose pontual e da distribuição da dose em torno do aplicador foram objetos de comparação e análise nesse estudo. A seguir, a Figura 12 apresenta a distribuição de dose prevista pelo planejamento de tratamento realizado no TPS Oncentra Brachy para o plano 1, que esteve baseado na simulação do uso de um Cilindro de 30 mm, com prescrição de 600 cGy a 5 mm da superfície do aplicador. Na mesma figura, há uma marcação indicativa da distância da fonte até a curva de prescrição que se encontra a 20 mm da fonte, conforme prescrito.

Figura 12 - Plano 1: simulação de tratamento utilizando um Cilindro de 30 mm como aplicador



Legenda: Curva de 600 cGy em vermelho
 Fonte: a autora, 2018.

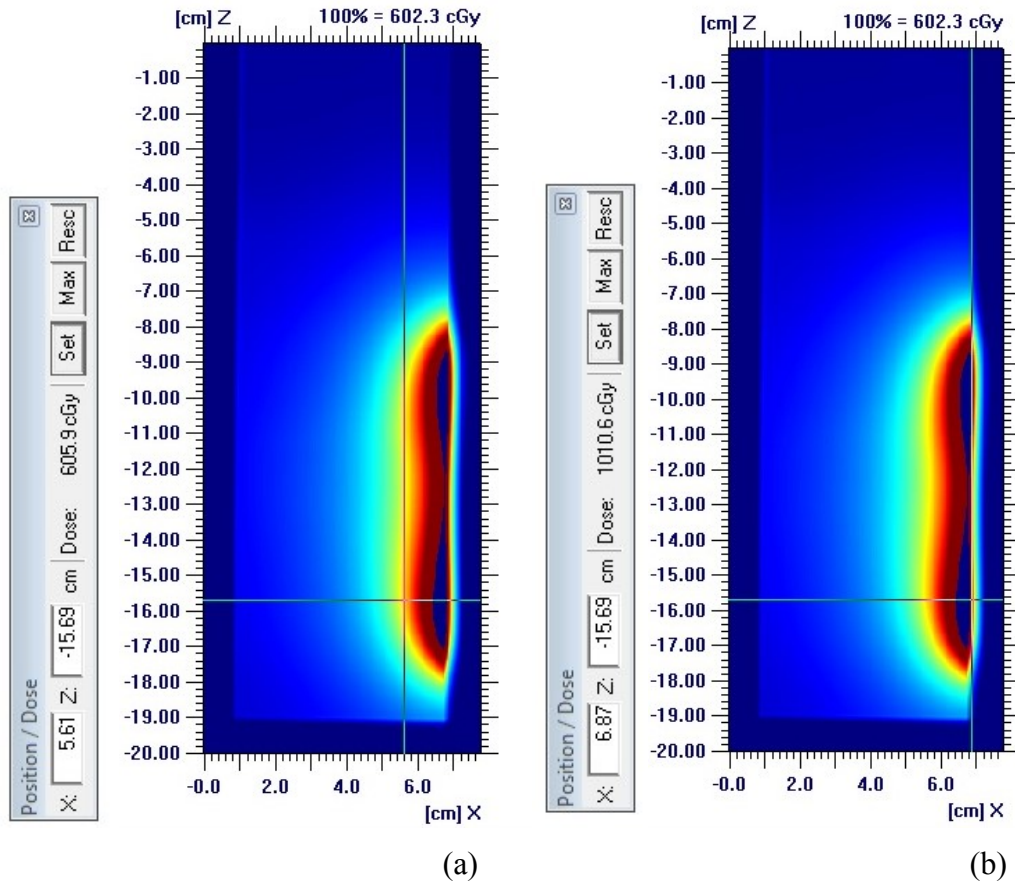
A título de demonstração da metodologia de avaliação dos filmes, a Figura 13 exibe a leitura do filme 1 para este plano. Nesta figura há duas imagens do mesmo filme e as janelas cinza, a esquerda de cada imagem, identifica a posição (x) e a dose do ponto em análise. Observando a figura, a imagem (a) mostra o ponto de dose de 605,9 cGy selecionado no filme 1 e sua posição se encontra em 5,61 cm (valor de x); a imagem (b) traz o mesmo filme, agora com sua borda (parte mais próxima a fonte) selecionada.

Com isso, a distância do início/borda do filme até a chegada da dose de 605,9 cGy será obtida através da equação 8

$$X_{(b)} - X_{(a)} = 6,87 - 5,61 = 1,26 \text{ cm} \quad (8)$$

Sabendo que a distância do cateter por onde passa a fonte até o início do filme é de 0,7 cm, adiciona-se este valor ao resultado da distância de chegada da dose obtida no filme, que para este caso resulta em 1,96 cm; resultado que apresenta concordância de 98% com a distância prevista pelo TPS.

Figura 13 - Filme 1: avaliação da irradiação do plano 1 no filme EBT3



Legenda: (a) – Filme 1: seleção do ponto representativo da dose de prescrição;

(b) – Filme 1: seleção da borda do filme

Fonte: a autora, 2018.

De igual forma, foram analisados os demais filmes. O Quadro 3 exibe a comparação das distâncias obtidas para o plano 1 com relação a prevista pelo TPS.

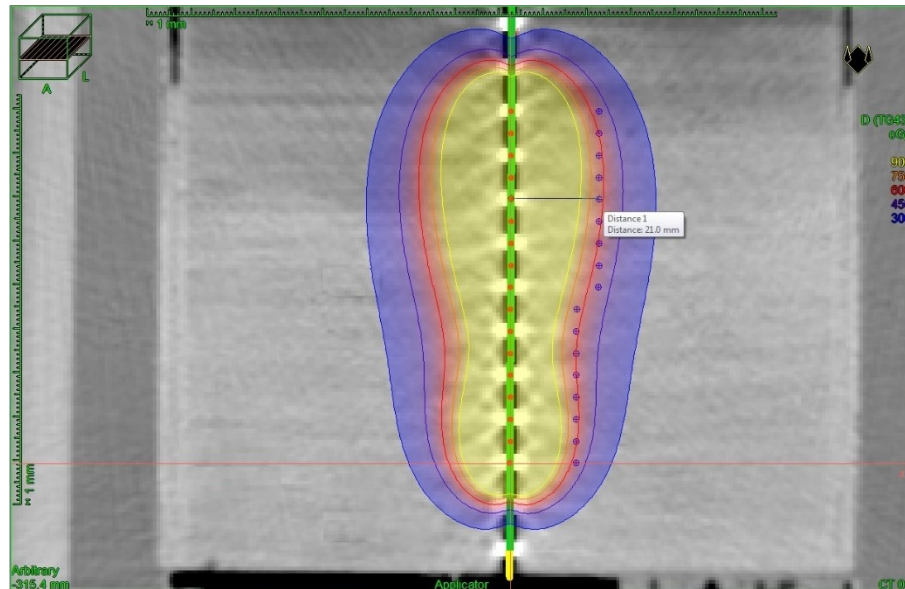
Quadro 3 - Comparação da distância de chegada da dose de prescrição no filme com a distância prevista pelo TPS para o plano 1

Plano 1 - Cilindro				
Prescrição:		medido (cm)	esperado (cm)	Dif (cm)
600cGy a 2 cm da fonte	Filme 1	1,96	2,00	-0,04
	Filme 2	2,08	2,00	0,08
	Filme 3	1,73	2,00	-0,27
	Filme 4	1,70	2,00	-0,30

Fonte: a autora, 2018.

O mesmo método de análise foi realizado para todos os filmes em todos os planos estudados. O plano 2 consta da simulação de um tratamento que utiliza cilindro de 30 mm com sonda de 40 mm. Assim, as Figuras 14 e 15 exibem as distâncias previstas pelo TPS para essas duas regiões.

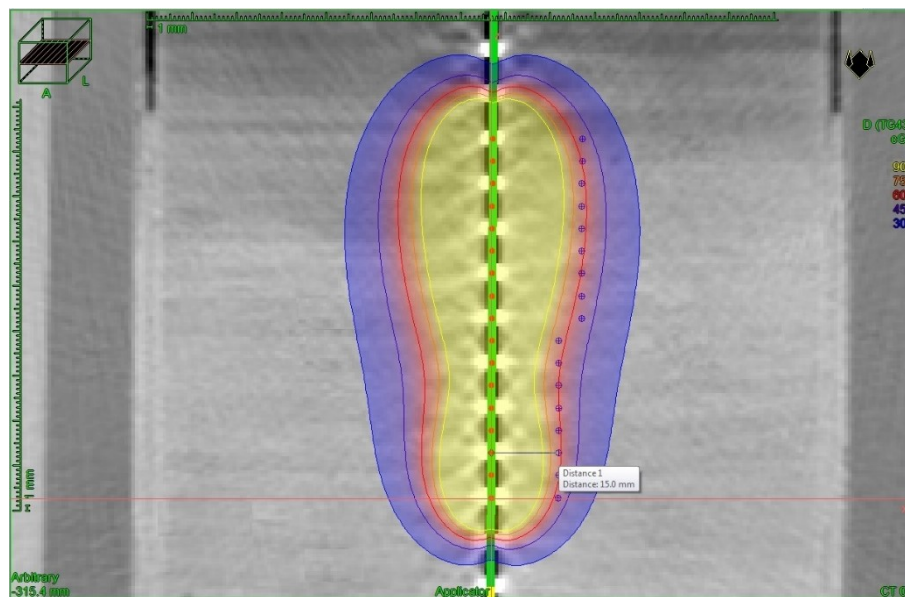
Figura 14 - Plano 2: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm



Legenda: imagem de avaliação da prescrição para sonda (curva de 600 cGy em vermelho)

Fonte: a autora, 2018

Figura 15 - Plano 2: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm

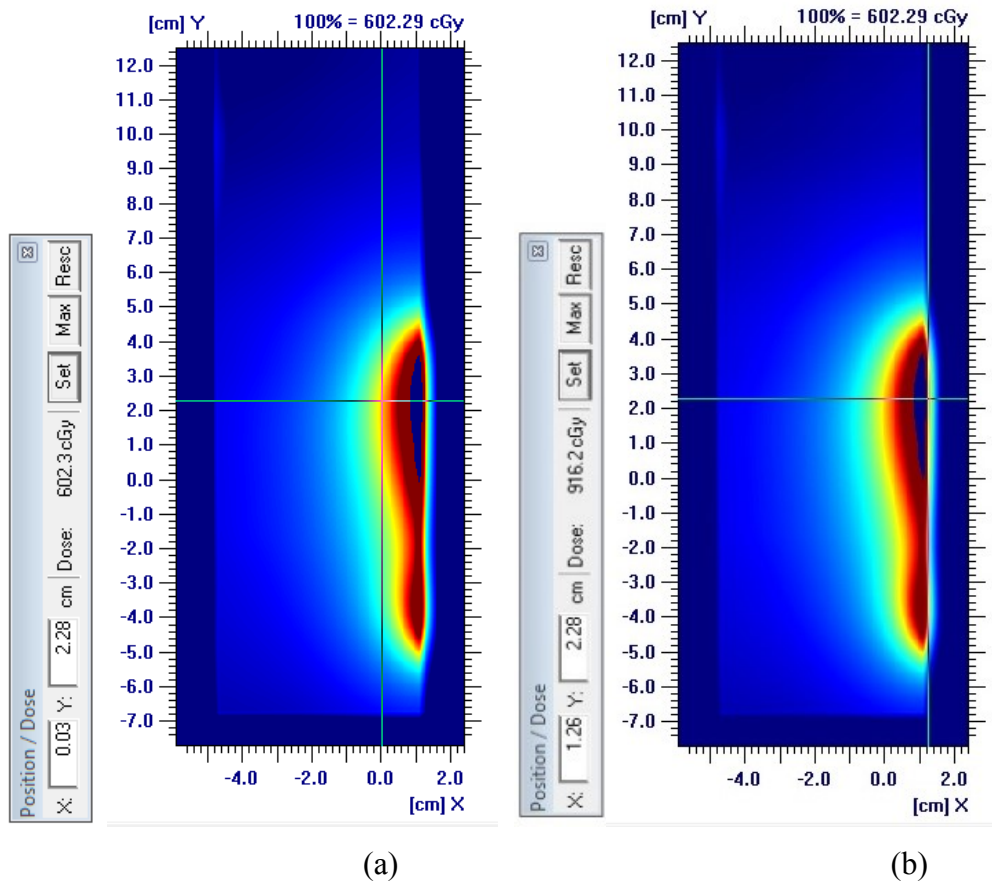


Legenda: imagem de avaliação da prescrição para o cilindro (curva de 600 cGy em vermelho)

Fonte: a autora, 2018.

Conforme indicado no item 3.4 deste trabalho, o plano 2 simula um tratamento com prescrição de 600 cGy no ponto A (a 20 mm da fonte) para a sonda e 600 cGy na superfície do cilindro (a 15 mm). Com isso, para cada filme deste plano foram verificadas duas prescrições. A Figura 16 exibe a verificação da prescrição na região da sonda e a Figura 17 exibe a verificação para a região do cilindro. Em seguida, o Quadro 4 exibe a comparação dos resultados obtidos das leituras dos demais filmes para o plano 2.

Figura 16 - Filme 1: avaliação da prescrição da Sonda para o plano 2

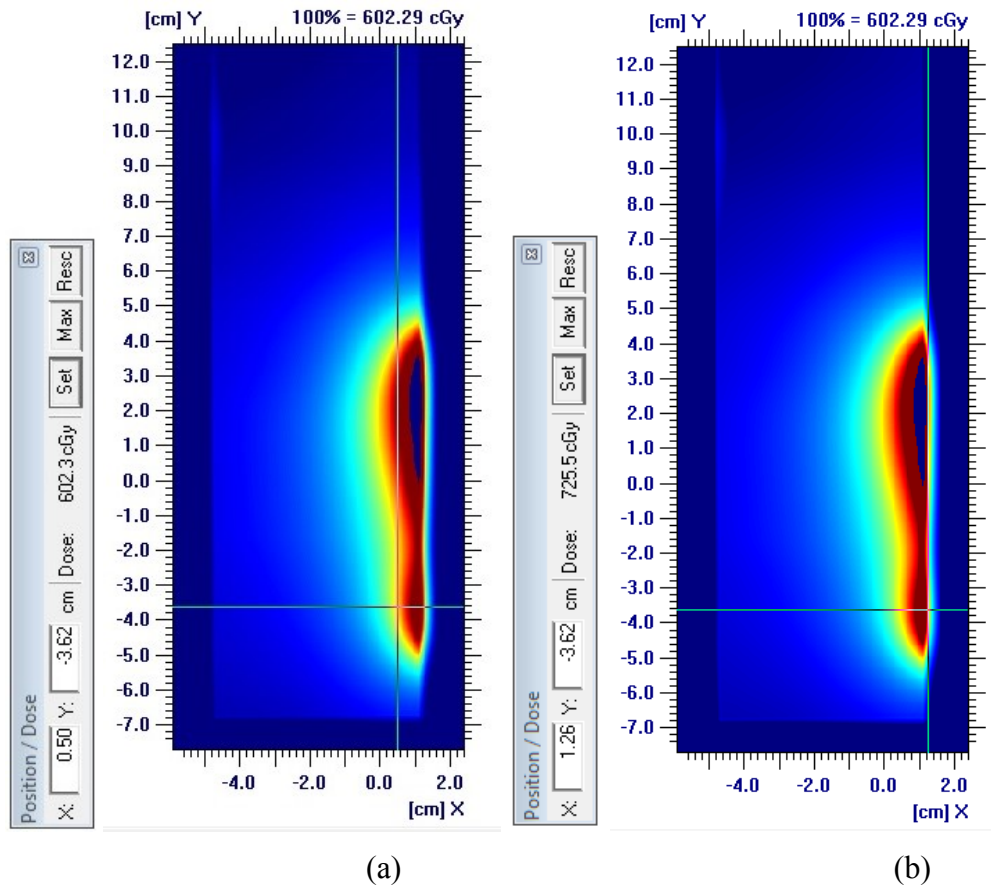


Legenda: (a) – Filme 1: seleção do ponto representativo da dose de prescrição na sonda;

(b) – Filme 1: seleção da borda do filme

Fonte: a autora, 2018.

Figura 17 - Filme 1: avaliação da prescrição do Cilindro para o plano 2



Legenda: (a) – Filme 1: seleção do ponto representativo da dose de prescrição no cilindro; (b) – Filme 1: seleção da borda do filme.

Fonte: a autora, 2018.

Quadro 4 - Comparação da distância de chegada da dose de prescrição no filme com a distância prevista pelo TPS para o plano 2

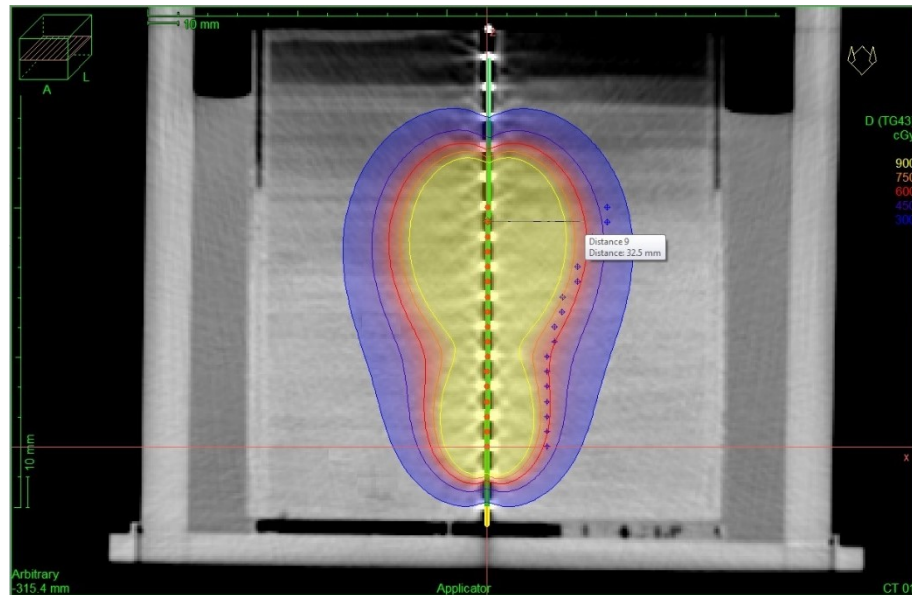
Plano 2 – Cilindro com sonda								
Prescrição:	Cilindro	medido (cm)	esperado (cm)	dif (cm)	Sonda	medido (cm)	esperado (cm)	dif (cm)
Cilindro: 600cGy a 1,5 cm	Filme 1	1,46	1,50	-0,04	Filme 1	1,93	2,00	-0,07
	Filme 2	1,56	1,50	0,06	Filme 2	1,94	2,00	-0,06
Sonda: 600cGy a 2 cm	Filme 3	1,54	1,50	0,04	Filme 3	1,80	2,00	-0,20
	Filme 4	1,37	1,50	-0,13	Filme 4	1,69	2,00	-0,31

Fonte: a autora, 2018.

Similar ao anterior, o plano 3 difere na complexidade exigida para as curvas de isodoses. Neste caso, a prescrição para a sonda é de 600 cGy a 40 mm da fonte. As Figuras 18 e 19 exibem as curvas previstas pelo TPS para o plano 3, com as distâncias reais para a

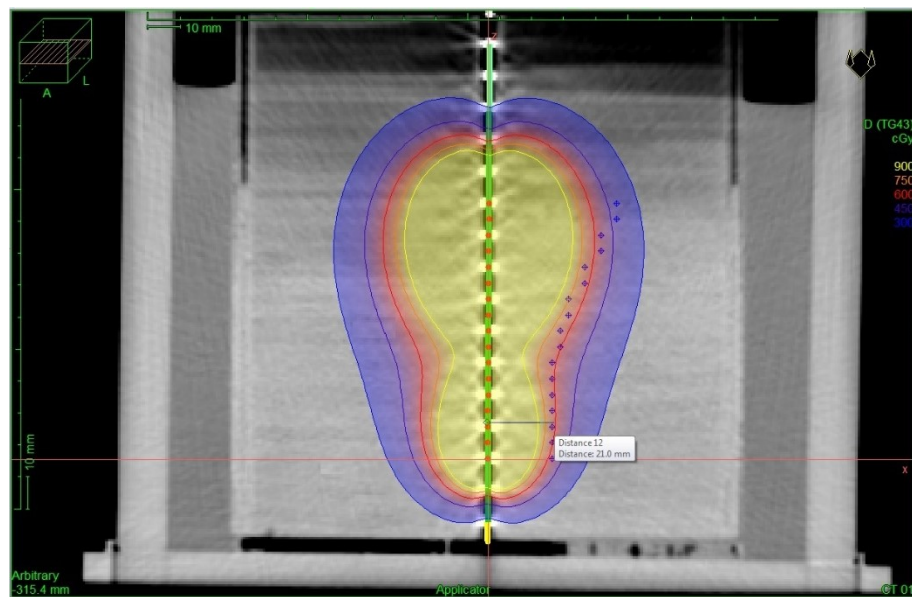
chegada da dose de prescrição tanto para a região da sonda quanto para a do cilindro. Como observado na Figura 18, o próprio TPS indica que a dose de 600 cGy não será entregue a 4 cm, conforme prescrito, e sim a 3,25 cm.

Figura 18 - Plano 3: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm



Legenda: imagem de avaliação da prescrição para sonda (curva de 600 cGy em vermelho)
Fonte: a autora, 2018.

Figura 19 - Plano 3: simulação de tratamento utilizando Sonda 40 mm e Cilindro 30 mm

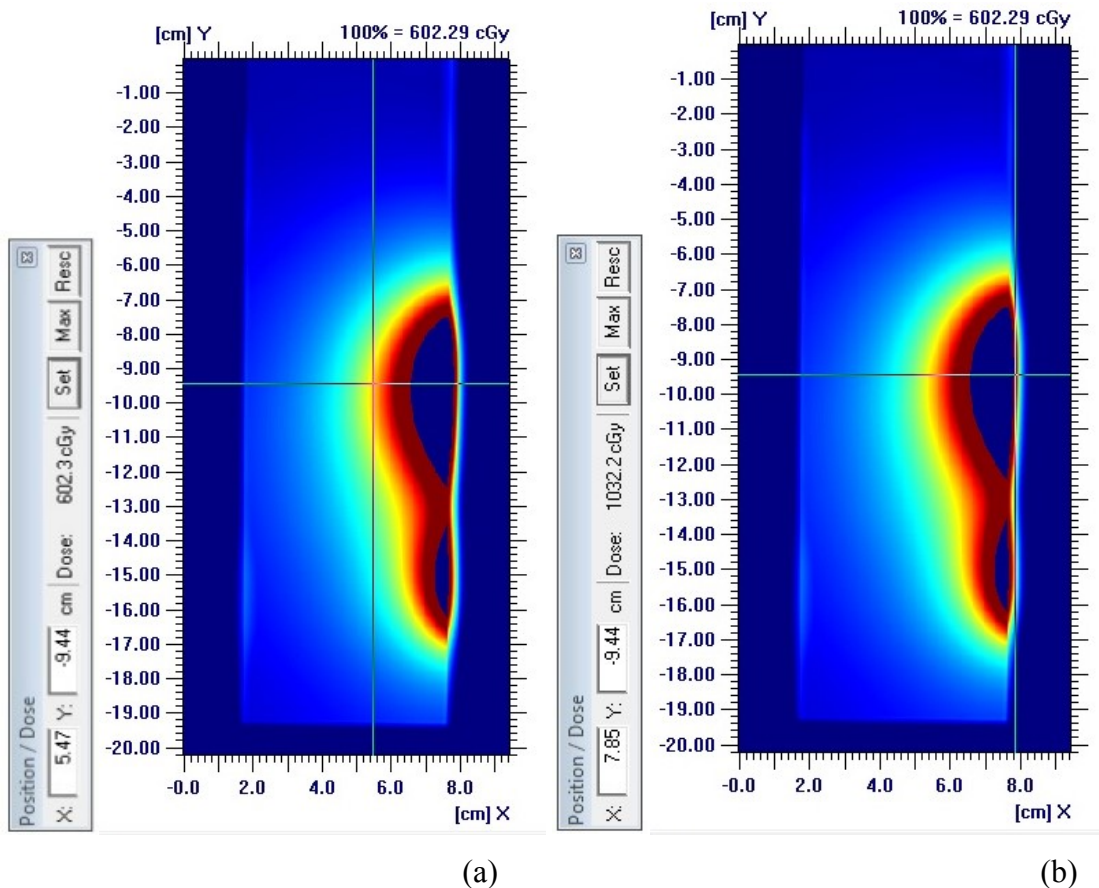


Legenda: imagem de avaliação da prescrição para o cilindro (curva de 600 cGy em vermelho)
Fonte: a autora, 2018.

A seguir, as Figuras 20 e 21 demonstram a avaliação da prescrição para o plano 3 realizada no filme 1. Conforme análise do plano anterior, foram checadas as regiões da sonda e do cilindro para todos os filmes. Contudo, apesar de simular o mesmo aplicador do plano 2, o plano 3 tem um pedido de dose no dobro da distância prescrita anteriormente para a sonda.

Como já foi dito, o TPS indica que a dose de 600 cGy será entregue a 3,25 cm, e não a 4 cm conforme prescrito, por este motivo os valores apresentados no quadro 5 foram tão discrepantes para região da sonda, pois a comparação se deu com relação aos valores de prescrição, de 4 cm, que não são cumpridas no próprio planejamento.

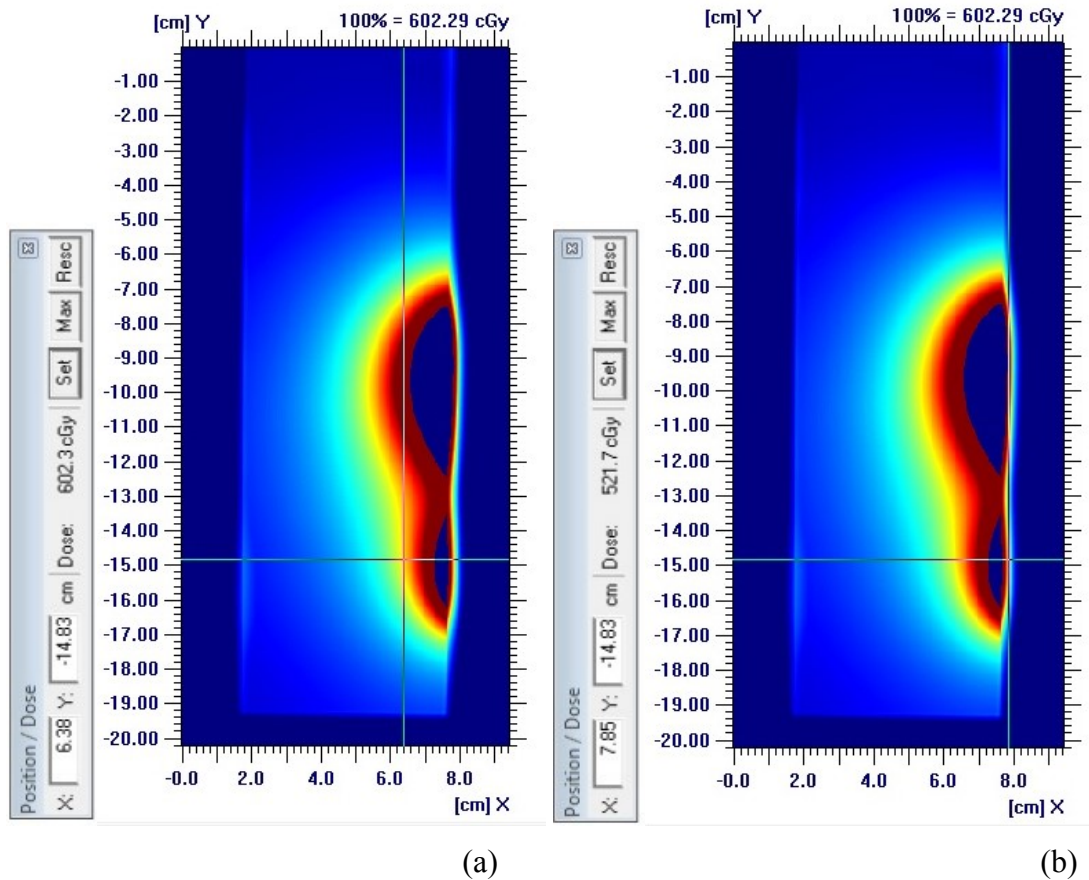
Figura 20 - Filme 1: avaliação da prescrição da Sonda para o plano 3



Legenda: (a) – Filme 1: seleção do ponto representativo da dose de prescrição na sonda;
 (b) – Filme 1: seleção da borda do filme

Fonte: a autora, 2018

Figura 21 - Filme 1: avaliação da prescrição do Cilindro para o plano 3



Legenda: (a) – Filme 1: seleção do ponto representativo da dose de prescrição no cilindro;
 (b) – Filme 1: seleção da borda do filme

Fonte: a autora, 2018

Quadro 5 - Comparação da distância de chegada da dose de prescrição no filme com a distância prevista pelo TPS para o plano 3

Plano 3 – Cilindro com sonda (“pera invertida”)								
Prescrição:	Cilindro	medido (cm)	esperado (cm)	dif (cm)	Sonda	medido (cm)	esperado (cm)	dif (cm)
Cilindro: 600 cGy a 2 cm	Filme 1	2,17	2,00	0,17	Filme 1	3,08	4,00	-0,92
	Filme 2	1,99	2,00	-0,01	Filme 2	3,03	4,00	-0,97
Sonda: 600 cGy a 4 cm	Filme 3	1,86	2,00	-0,14	Filme 3	2,90	4,00	-1,10
	Filme 4	1,95	2,00	-0,05	Filme 4	2,76	4,00	-1,24

Fonte: a autora, 2018.

Uma avaliação mais fidedigna para este plano considera a distância mostrada no TPS para a chegada da curva de 600 cGy. Fazendo isso, podemos observar no Quadro 6 que a concordância da distância obtida da irradiação com a distância real prevista para a chegada da curva de prescrição apresentada pelo TPS é muito satisfatória e coerente com os resultados obtidos nos planos anteriores.

Quadro 6 - Comparação da distância real apresentada pelo sistema de planejamento com a distância obtida do plano irradiado para a sonda do plano 3

distância real pelo TPS X resultados do filme				
Sonda	TPS (cm)	medida (cm)	Dif (cm)	Acordo (%)
Filme 1	3,25	3,08	0,17	94,769
Filme 2	3,25	3,03	0,22	93,231
Filme 3	3,25	2,90	0,35	89,231
Filme 4	3,25	2,76	0,49	84,923

Fonte: a autora, 2018.

De maneira geral, os resultados obtidos das leituras dos filmes radiocrômicos foram muito positivos e coerentes entre si. No plano 1, a menor concordância com a distância esperada de 2 cm observada foi de 85% no filme. No plano 2, a prescrição de dose em 15 cm mostrou resultados ainda melhores sendo a menor concordância observada de 90% com a distância de prescrição.

Ainda no plano 2, a prescrição da sonda teve resultados compatíveis com o esperado e apresentou como menor concordância, entre todos os filmes analisados para esse plano, o equivalente a 84,5% do valor esperado para distância, verificado no filme 4.

A seguir, os Quadros 7, 8 e 9 apresentam os valores das doses pontuais utilizadas como referência para o registro da distância, bem como sua diferença em relação ao valor prescrito. Para determinação destes pontos, buscou-se não ultrapassar a diferença de até 1,5% do valor de 600 cGy isto porque, com gradientes de dose tão altos característicos da fonte de Ir-192, não é possível determinar com precisão o ponto exato onde se tenha 600 cGy.

Quadro 7 - Pontos de dose, representativos da prescrição, utilizados para a avaliação da execução do plano 1

Plano 1 - Cilindro				
Prescrição: 600cGy a 2 cm da fonte		medido (cGy)	esperado (cGy)	Dif (%)
	Filme 1	605,9	600,0	0,990
	Filme 2	602,3	600,0	0,996
	Filme 3	605,9	600,0	0,990
	Filme 4	591,7	600,0	1,014

Fonte: a autora, 2018.

Quadro 8 - Pontos de dose, representativos da prescrição, utilizados para a avaliação da execução do plano 2

Plano 2 – Cilindro com sonda								
Prescrição: Cilindro: 600cGy a 1,5 cm	Cilindro	medido (cGy)	esperado (cGy)	Dif (%)	Sonda	medido (cGy)	esperado (cGy)	Dif (%)
	Filme 1	602,3	600,0	0,996	Filme 1	602,3	600,0	0,996
Sonda: 600cGy a 2 cm	Filme 2	609,5	600,0	0,984	Filme 2	602,3	600,0	0,996
	Filme 3	595,2	600,0	1,008	Filme 3	602,3	600,0	0,996
	Filme 4	605,9	600,0	0,990	Filme 4	602,3	600,0	0,996

Fonte: a autora, 2018.

Quadro 9 - Pontos de dose, representativos da prescrição, utilizados para a avaliação da execução do plano 3

Plano 3 – Cilindro com sonda (“pera invertida”)								
Prescrição: Cilindro: 600cGy a 2 cm	Cilindro	medido (cGy)	esperado (cGy)	Dif (%)	Sonda	medido (cGy)	esperado (cGy)	Dif (%)
	Filme 1	602,3	600,0	0,996	Filme 1	602,3	600,0	0,996
Sonda: 600cGy a 4 cm	Filme 2	602,3	600,0	0,996	Filme 2	605,9	600,0	0,990
	Filme 3	602,3	600,0	0,996	Filme 3	602,3	600,0	0,996
	Filme 4	602,3	600,0	0,996	Filme 4	602,3	600,0	0,996

Fonte: a autora, 2018.

Um trabalho similar ao presente estudo foi realizado por Palmer *et al.* (2013), onde uma ferramenta de auditoria dosimétrica de filmes para a comparação de distribuições de dose planejadas e entregues em braquiterapia de alta taxa de dose foi desenvolvida e implementada. De acordo com os autores, a determinação de um desvio “clínicamente relevante” entre a distribuição da dose pretendida e a realmente fornecida é difícil de definir e está ligada às condições locais de cada centro de radioterapia. Considerando os elevados gradientes de dose, o trabalho utiliza o DTA como parâmetro de avaliação da qualidade, ao invés da diferença absoluta de dose na posição do ponto A. Para as medições de auditoria, os autores consideraram o valor de 3 mm como uma tolerância aceitável para o DTA (PALMER, 2013).

Incluindo todos os filmes avaliados para os planos simulados, as distribuições de doses analisadas no presente trabalho apresentaram um DTA médio de 1,54 mm. Tomando a análise plano a plano; o Quadro 10 exibe o DTA médio obtido neste trabalho para cada plano, onde se pode observar que todos valores estão dentro da tolerância preconizada para o procedimento de auditoria proposto por Palmer *et al.* (2013).

Quadro 10 - DTA médio obtido das leituras dos filmes para cada plano

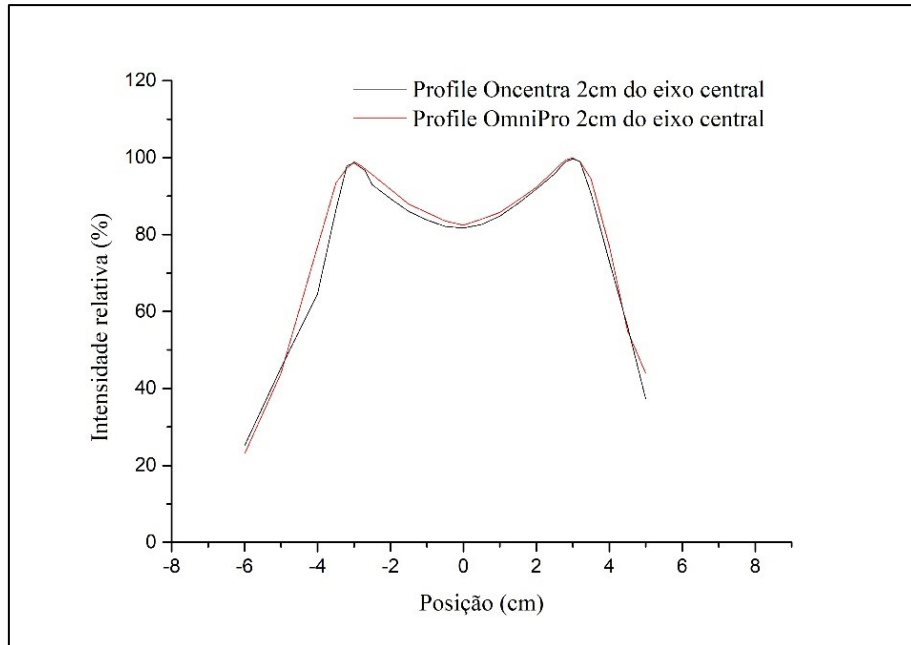
DTA médio dos planos		
	Cilindro (mm)	Sonda(mm)
Plano 1	1,5	-----
Plano 2	0,7	1,6
Plano 3	0,9	3,0

Fonte: a autora, 2018.

Como mais um método de comprovação e confirmação dos resultados obtidos, que se mostraram tão positivos quanto à verificação da correta entrega do plano de tratamento, os Gráficos 1, 2 e 3 exibem o resultado da comparação entre o perfil de dose determinado pelo TPS (Oncentra) nas proximidades da curva de prescrição, com o perfil gerado pelo software (OmniPro) na leitura do filme para cada plano de tratamento simulado.

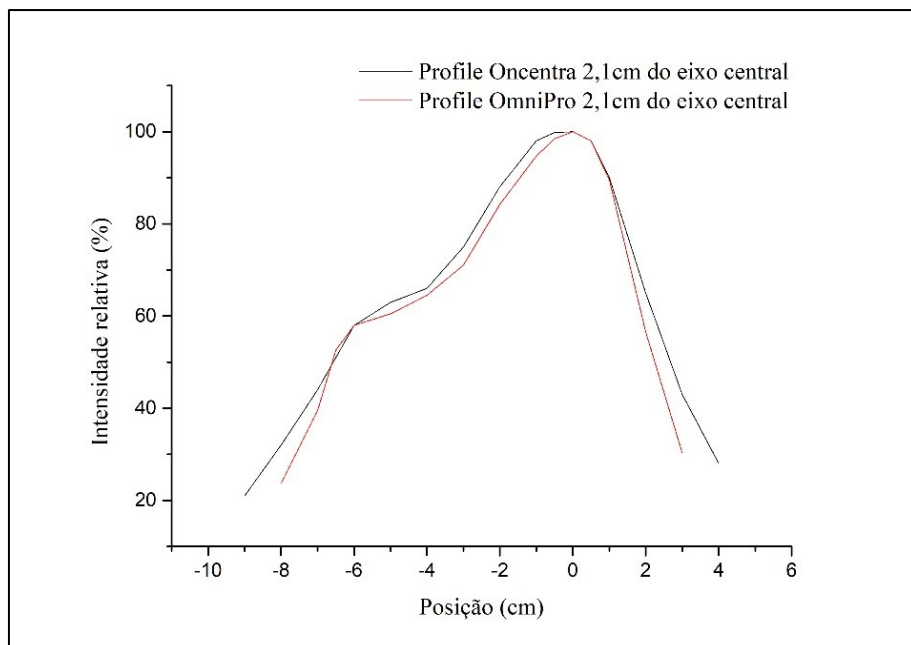
Seguindo o mesmo critério adotado para a análise da distância de chegada da dose no filme, os gráficos demonstram o quão coerentes estão as medidas obtidas em relação ao planejamento.

Gráfico 1 - Comparação dos perfis de dose do plano 1



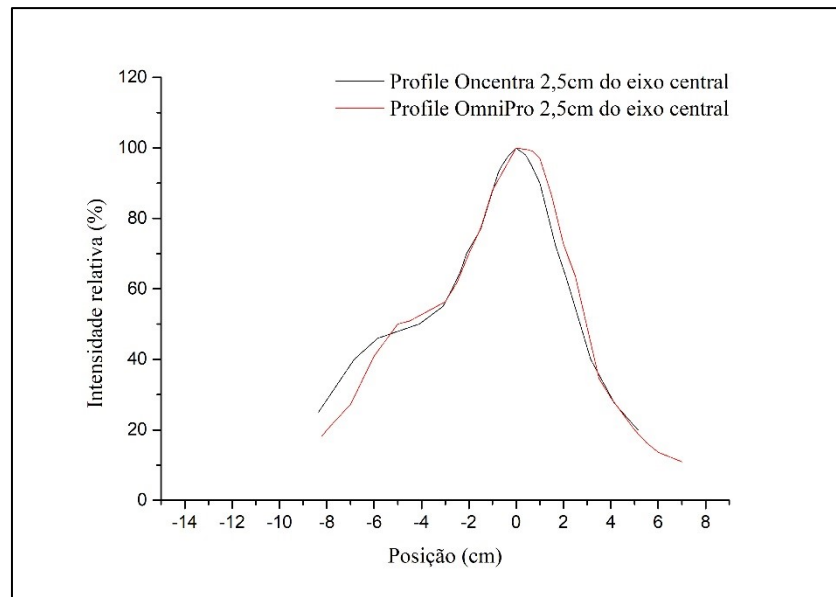
Fonte: a autora, 2018.

Gráfico 2 - Comparação dos perfis de dose do plano 2



Fonte: a autora, 2018.

Gráfico 3 - Comparação dos perfis de dose do plano 3



Fonte: a autora, 2018.

Os resultados obtidos neste trabalho permitiram, não só a avaliação da correta execução do plano de tratamento, como também confirmaram a integridade de todo o processo envolvido na rotina do setor de braquiterapia do ICC, desde a aquisição da imagem, o planejamento do tratamento, a transferência dos dados do plano para o pós carregador remoto e finalmente a execução do plano conforme previsto no TPS. A busca pela verificação do correto funcionamento de todas essas etapas fornece ao serviço a confiança necessária para uma modernização no setor, com a implementação de técnicas de tratamentos mais modernas, por exemplo.

Há 3 anos a agência internacional de energia atômica publicou um relatório que trata da transição da braquiterapia 2D para a braquiterapia 3D de alta taxa de dose (IAEA, 2015), onde um “questionário de auto-avaliação” é proposto às instituições que planejam implementar um programa de braquiterapia 3D, com o intuito de garantir que os requisitos necessários sejam cumpridos. O fantoma desenvolvido neste trabalho é capaz de realizar alguns dos controles da qualidade preconizados para o atendimento a estes requisitos como, por exemplo, que haja um controle regular da qualidade do sistema de pós carregamento remoto.

Em 2012 Palmer *et al.* desenvolveram um estudo sobre técnicas de controle da qualidade utilizando o filme radiocromico EBT3 para a verificação de distribuições de dose em braquiterapia de alta taxa. Os autores concluem, neste trabalho, que o filme estudado é

adequado para avaliação da correta operação do equipamento e da concordância entre as doses planejadas e entregues na braquiterapia de alta taxa (PALMER, 2012). Atualmente, são encontradas muitas aplicações do filme radiocromico em brauiterapia na literatura, confirmando a sua viabilidade para avaliações como as realizadas no presente trabalho.

CONCLUSÕES

O protótipo do fantoma sugerido neste trabalho atendeu aos objetivos que motivaram o projeto, possibilitando a avaliação da distribuição da dose nos procedimentos de braquiterapia intracavitária de alta taxa de dose, com relação à distância e à curva de isodose prescrita, bem como de todo o processo envolvido na rotina do tratamento. Além disso, o fantoma ainda apresenta potencial de aplicação para a realização de outras avaliações no controle da qualidade em BATD, como por exemplo a avaliação da precisão geométrica da imagem de CT e a verificação das características da fonte quanto ao seu tamanho, anisotropia e distribuição de dose esperada, entre outros.

As técnicas de controle da qualidade para BATD devem se desenvolver no mesmo ritmo de sua modernização. Os métodos tradicionais de controle da qualidade com testes simplistas de desempenho do equipamento físico de forma isolada são inadequados para a prática moderna da braquiterapia (PALMER, 2013). Com isso, a metodologia apresentada neste estudo propõe um método de fácil aplicação para uma verificação mais completa de todas as etapas pela qual o paciente deve passar até receber o tratamento de BATD.

A exemplo da necessidade de novas técnicas de controle da qualidade para a braquiterapia 3D, o documento ICRU 89 fala sobre o conceito de volume de superfície de isodose. Segundo o documento, este volume é especialmente interessante pois com as informações de localização, dimensão e forma deste volume; pode-se promover uma comparação com o alvo de tratamento para uma avaliação de conformidade do plano (ICRU 89, 2013).

Para que este novo conceito proposto pela ICRU 89 seja registrado e reportado de forma fidedigna, é de extrema importância que se conheça a distribuição da dose que é efetivamente entregue ao paciente. O estudo feito neste trabalho permite que o físico avalie todas as etapas envolvidas no processo do tratamento e, principalmente permite que o controle da qualidade da braquiterapia de alta taxa de dose vá além dos testes mecânicos e de segurança, acompanhando as necessidades das técnicas atuais.

Desta forma, os resultados deste estudo geram como produto final uma proposta de procedimento para aplicação no controle da qualidade do acordo entre as doses planejadas e entregues na braquiterapia de alta taxa de dose. 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.

Ações para trabalhos futuros

Durante a etapa de análise dos resultados tentou-se realizar a análise gamma, sendo esse inclusive um dos objetivos iniciais do trabalho, visando maior robustez nas conclusões. Contudo, problemas na forma de exportação do plano de dose por parte do TPS não permitiram que esta análise fosse realizada, sendo esta uma proposta de continuidade futura deste trabalho, de forma que esta análise seja acrescentada a metodologia aqui apresentada.

Além disso, sugere-se que futuramente seja realizado um maior número de irradiações para que se possa quantificar e examinar as incertezas associadas as medidas e ao procedimento de maneira geral. Esse trabalho surge como importante complemento à metodologia apresentada neste estudo.

REFERÊNCIAS

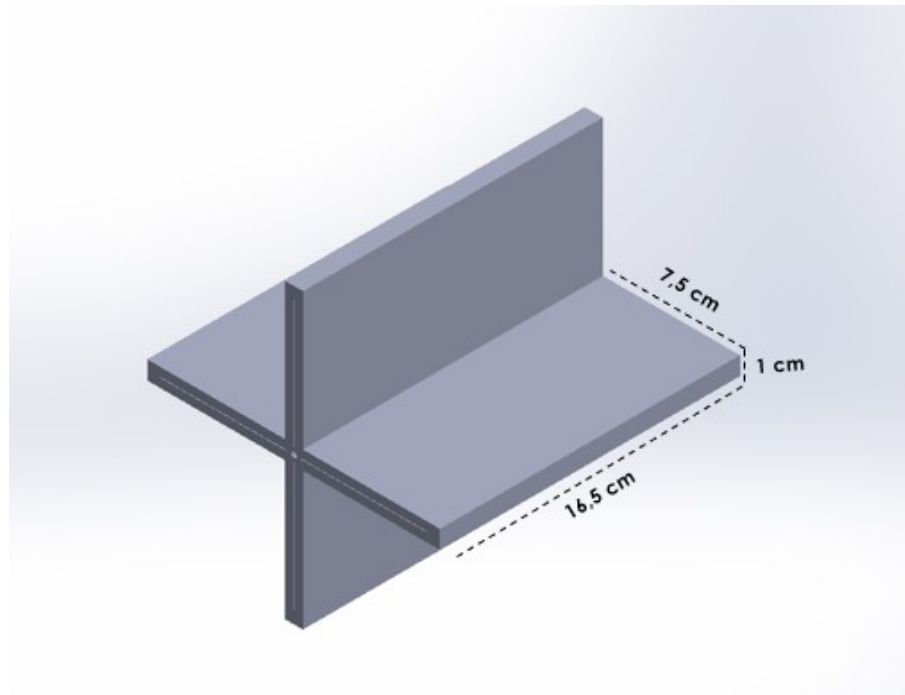
- ALVES, V. 2010 - *Estudo Dosimétrico para Caracterização de um Sistema Postal de Controle de Qualidade em Braquiterapia* - Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear IRD-CNEM
- ARROYO M., s/d. “Procedimiento para la calibración de um haz de radiación” *Fundamentos de Física Médica* (editores. Serreta, A. e Arroyo, M) Sociedad Espanhola de Física Médica/Universidad Internacional de Andalucía.
- DEVIC S 2011 *Radiochromic film dosimetry: past, present, and future* European Journal of Medical Physics, No. 27, págs 122-34
- FELLNER, C. 2001 *Comparison of radiography – and computed tomography-based treatment planning in cervix cancer in brachytherapy with specific attention to some quality assurance aspects* Radiotherapy and Oncology, No 58, págs 53-62. Elsevier
- FURNARI, L. 2012 B – “Erros, Incertezas e sistemas de dosimetria” in *Controle de Qualidade em Radioterapia* (Org. Laura Furnari) ed. Miró, São Paulo. SP.
- FURNARI, L. 2012 A – “Programa de Garantia de Qualidade” in *Controle de Qualidade em Radioterapia* (Org. Laura Furnari) ed. Miró, São Paulo. SP.
- IARC 2003 *World Cancer Report 2014*, World Health Organization/International Agency for Research of Cancer. Lyon
- IAEA 2015 *The transition from 2D Brachytherapy to 3D High dose Rate Brachytherapy*, Viena.
- IAEA 2000 *Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy* , Vienna
- ICRU 1985. *Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology* (Report 38). Bethesda.
- ICRU 2013. *Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix* (Report 85). Bethesda.
- INCA 2015 *Estimativa 2016 incidência de Câncer no Brasil*, Ministério da Saúde, Instituto do Câncer José de Alencar Gomes da Silva. Rio de Janeiro, RJ
- IVANOV, O. *Application and Experiences of Quality Control*. Rijeka: InTech, 2011.
- MOURA, E. 2015 *Desenvolvimento de um objetivo simulador para investigação de heterogeneidade em Braquiterapia de alta taxa de dose*. 2015. Tese de Doutorado, IPEN/SP
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. 2010 *Física das Radiações*. 1.ed. São Paulo, S.P.: Oficina de Textos, 2010.

- PALMER, A. 2012 *Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniques*. Phys. Med. Biol. 58 (2013) 497-511.
- PALMER, A. 2013 *Design and implementation of a film dosimetry audit tool for comparison of planned and delivered dose distributions in high dose rate (HDR) brachytherapy*. Phys. Med. Biol. 58 (2013) 6623-6640.
- PALMER, A. 2013 *Impact of software changes: transit dose and source position accuracy of the Eckert and Ziegler BEBIG GmbH multisource high dose rate (HDR) brachytherapy treatment unit* J. Radiother. Pract. 12 80–7
- PODGORSK, E. 2005 *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA.Viena, 2005.
- LUVIZOTTO, J. 2015 *Caracterização do Filme Radiocrômico GAFCHROMICTM Modelo EBT3 para uso em Braquiterapia-* Dissertação de mestrado Ipen-Usp São Paulo SP
- SILVA, R. 2015 *Simulador para Estudo Avançado da Distribuição de Dose em Bexiga Durante Procedimentos de Braquiterapia Ginecológica*, Tese de Doutorado, Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade de Sergipe, São Cristóvão.
- SILVA, R. et al. 2014 *A atual situação da braquiterapia de alta taxa de dose em colo do útero realizada no Brasil*. Radiol Bras.
- VISWANATHAN 2012 et al. *International brachytherapy practice patterns: a survey of the Gynecologic Cancer Intergroup (GCIG)*. Int J Radiat Oncol Biol Phys.

APÊNDICE - Protocolo de uso do Fantoma para avaliação de planejamentos de Braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Ir-192

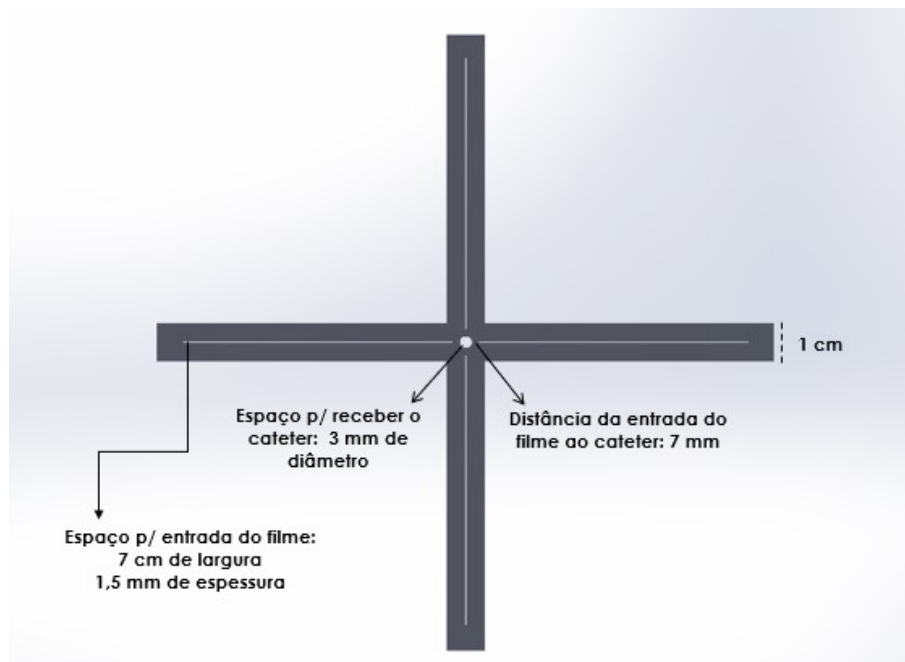
1. Dimensões do fantoma para impressão 3D

Figura 22 - Corpo do fantoma (suporte para filmes e cateter)



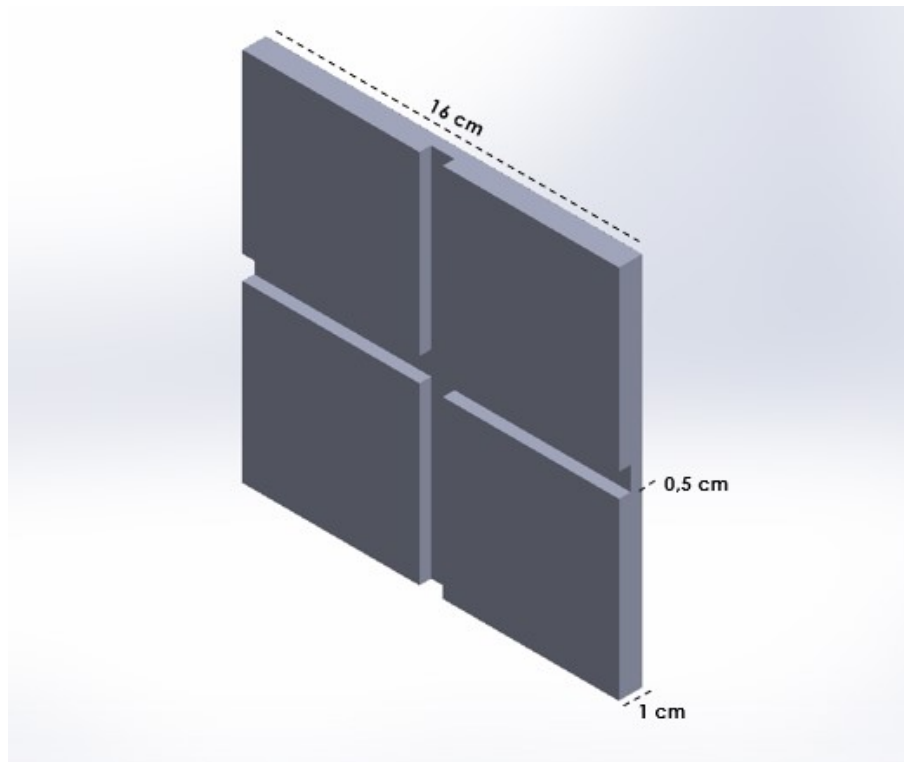
Fonte: a autora, 2018.

Figura 23 - Visão anterior do corpo do fantoma



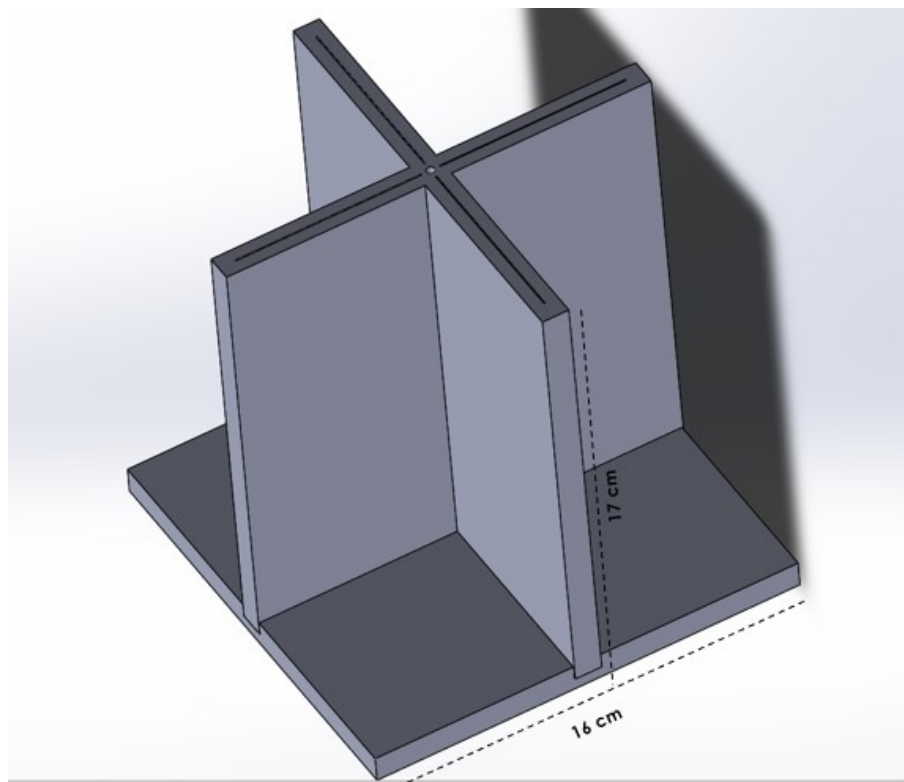
Fonte: a autora, 2018.

Figura 24 - Base do fantoma



Fonte: a autora, 2018.

Figura 25 - Fantoma inteiro



Fonte: a autora, 2018.

2. Materiais necessários para o uso do fantoma

- Simulador de fonte (*dummy*);
- Tanque de acrílico (o tanque utilizado neste trabalho foi de 20x20 cm);
- Cateter utilizado em dosimetrias com câmara poço;
- Água;
- Filme radiocrômico EBT3;
- Sistema de corte para os filmes radiocrômicos;
- Luvas de vinil sem talco para manuseio dos filmes.

3. Procedimento (passo a passo)

- Inserir e centralizar o fantoma no tanque de acrílico;
- Preencher o tanque com água até uma altura de 14 cm;
- Levar este setup ao tomógrafo e centralizar o fantoma com os lasers do aparelho;
- Inserir o cateter com a *dummy* no orifício central do fantoma;
- Adquirir as imagens de tomografia computadorizada com cortes de 3 mm (Se houver, seguir o protocolo de imagens para pelve usado no setor de radioterapia);
- Exportar as imagens para o Sistema de Planejamento (TPS);
- Realizar planejamentos de tratamento nessas imagens, simulando o uso dos aplicadores cilindro e cilindro com sonda. (a prescrição da dose e a escolha dos aplicadores a serem simulados, deve ter a rotina do setor como base);
- Aprovar o plano para tratamento;
- Posicionar o setup tomografado na mesa de tratamento da Braquiterapia;
- Conectar o cateter, sem a *dummy*, no Afterloader e inseri-lo no orifício central do fantoma;
- Com as luvas de vinil, inserir os filmes radiocrômicos, anteriormente cortados em tamanho de 23 cm de altura por 6,8 cm de largura, nos espaços do fantoma para a entrada desses filmes;
- Sair da sala, fechar a porta e dar início ao tratamento;
- Ao término, retirar os 4 filmes do fantoma usando as luvas, secá-los com papel toalha e identifica-los quanto a sua orientação;

- Armazenar os filmes em envelope identificado com o nome do plano executado;
- Manter estes filmes irradiados nas mesmas condições ambientais, segundo recomendação do fabricante, em que estavam antes da irradiação;
- Repetir o procedimento de irradiação para os demais planos que se pretenda avaliar;
- 24h após o procedimento, deve-se executar a leitura dos filmes conforme realizada na etapa da calibração sempre com auxílio das luvas;
- No software de leitura de filmes radiocrômicos, realizar a análise da distância para a concordância (DTA) nos mapas de isodoses gerados da leitura dos filmes irradiados.

Observações:

- Para uso dos filmes radiocrômicos, deve-se ter disponível um conjunto de scanner e software que permita a realização das leituras de doses;
- Deve-se realizar a calibração dos filmes radiocrômicos por lote de filme utilizado;
- Conforme descrito no item 3.2 deste trabalho, é importante que a faixa de dose de interesse para a braquiterapia ginecológica de alta taxa de dose, esteja compreendida na curva de calibração deste lote;
- Não é condição para o uso do fantoma que a calibração seja feita no mesmo método e nem mesmo que se utilize o mesmo conjunto para leitura dos filmes utilizado neste trabalho. Por isso a etapa de calibração dos filmes, descrita no item 3.2, não consta neste protocolo;
- A escolha da metodologia de calibração deve ser feita com respeito a literatura e, ainda, deve ser apropriada a realidade disponível no local onde o procedimento é realizado.