



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Influência de Lençóis e Cobertores sob Feixe Clínico de Radiação de
Fótons e Elétrons**

Versão corrigida

CAROLINA CHAVES DE BRITO BAIONE PEREIRA

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre Profissional em Tecnologia das
Radiações em Ciências da Saúde na Área
de Concentração
Processos de Radiação na Saúde**

**Orientador:
Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo
2022**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Influência de Lençóis e Cobertores sob Feixe Clínico de Radiação de
Fótons e Elétrons**

Versão corrigida

CAROLINA CHAVES DE BRITO BAIONE PEREIRA

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre Profissional em Tecnologia das
Radiações em Ciências da Saúde na Área
de Concentração
Processos de Radiação na Saúde**

**Orientador:
Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo
2022**

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

Como citar:

PEREIRA, C. C. d. B. B. ***Influência de Lençóis e Cobertores Sob Feixe Clínico de Radiação de Fótons e Elétrons***. 2022. 53 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo.
Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

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

Pereira, Carolina Chaves de Brito Baione
Influência de Lençóis e Cobertores Sob Feixe Clínico de
Radiação de Fótons e Elétrons / Carolina Chaves de Brito
Baione Pereira; orientador Carlos Alberto Zeituni. -- São
Paulo, 2022.
53 f.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Programa de
Pós-Graduação em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde
(Processos de Radiação na Saúde) -- Instituto de Pesquisas
Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2022.

1. Radioterapia. 2. Influência. 3. Atenuação. 4. Bólus. 5.
Dose. I. Zeituni, Carlos Alberto, orient. II. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a Deus, ao meu esposo, Pedro, aos meus filhos, Henrique e Miguel, e a todos que acreditaram em mim e em minha capacidade.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, O qual me deu forças ao escutar minhas preces tornando a conclusão desse mestrado possível. Sem Sua presença em minha vida não teria chego até aqui.

Agradeço infinitamente ao meu esposo, José Pedro Gonçalves, que me apoiou para a conclusão desse mestrado, sendo paciente, enxugando as muitas lágrimas que rolaram, entendendo minhas angustias e ansiedades e sempre me incentivando nos vários momentos em que pensei em desistir. Com certeza sem seu apoio e compreensão eu também não teria chego até aqui. Agradeço aos meus filhos, Henrique Baione Gonçalves e Miguel Baione Gonçalves, por serem tão bondosos e compreensivos com os vários momentos em que estive ausente de suas vidas para que pudesse realizar este trabalho. A eles todo meu amor e gratidão.

A minha mãe, Rosemeire Chaves de Brito, por me dar a vida, por se esforçar em me dar tudo o possível e por sempre me apoiar nos rumos que tracei para minha vida. Ao meu pai, José Roberto Baione Pereira, por sempre acreditar em minha capacidade e potencial. A minha avó, Julia Chaves de Brito, por ajudar a me criar, me guiar e por dedicar uma boa parte de sua vida aos meus cuidados. A minha irmã, Christiane Chaves de Brito Baione Pereira, que mesmo com seu jeito ríspido, sempre torce pelo meu sucesso. A todos os familiares e amigos que de alguma maneira participaram deste momento, nem que seja compreendendo as ausências em confraternizações e happy hours.

Agradeço ao meu orientador Professor Doutor Carlos Alberto Zeituni por toda e qualquer ajuda, pela paciência e pelo conhecimento compartilhado. Ao IPEN e toda sua equipe, sempre dispostos a sanar as dúvidas e auxiliar em todos os momentos, mas em especial a todos os colegas da turma II do mestrado profissional em questão, por terem sido pilasstras e incentivadores. Sou grata por ter tido a oportunidade de compor uma turma tão unida, sempre disposta a ajudar.

Agradeço ao setor de radioterapia do Hospital Santa Marcelina de São Paulo por permitir a realização desse trabalho, em especial para a equipe de física-medica

que me acolheu e me orientou em diversos momentos, compartilhando seus conhecimentos e opinando para melhoria deste projeto.

Ao físico-médico Tiago Lopes Dias, ao dosimetrista Vladimir Trindade Medina e ao Tecnólogo Denis Oliveira dos Santos, por terem dedicado várias horas dos seus tempos para me auxiliar nas aquisições tomográficas e medições no acelerador linear, sem vocês este trabalho não teria acontecido. A física-médica Samira Junges, por todo incentivo que me deu, revisando meu trabalho e entendendo as aflições e angustias neste processo. Aos físicos-médicos Júlio Somazz e Taynah Wenzel Martins e ao dosimetrista Rodrigo Brito, por me ajudarem sempre que solicitei.

A todos meus colegas e parceiros de máquina que tiveram que me aturar muitas vezes exausta, ansiosa e apreensiva. Em especial ao tecnólogo Alex Sandro da Costa Aguiar, que me incentivou muito no início do meu mestrado, me dando cobertura para que pudesse realizar as avaliações e seminários. Aos colegas tecnólogos Reynaldo Petri e Eduardo Murilo Diniz Pontes, os quais estavam sempre presentes para dizer que tudo ia ficar bem, era só eu ficar calma. Agradeço a toda equipe do setor que de alguma forma colaboraram nesta jornada.

Ao físico-médico e amigo Pedro Henrique Dias Coelho, que revisou o meu trabalho incontáveis vezes, além de ter me auxiliado em diversas aulas que tive dificuldade. Mesmo distante, se fez presente.

A todos os colegas da radioterapia que estavam tão ansiosos quanto eu para o resultado deste trabalho, em especial a Luciana Cristina Bernardinelli Rosa e a Ana Carolina Lira. Agradeço também a todos os colegas de profissão, que mesmo não sendo da radioterapia, me incentivaram e deram forças neste momento, em especial a Aparecida de Fátima Gomes da Silva, Iraci Marques Pereira e Sérgio Ferreira Cruz.

Por fim, agradeço a todos que não foram citados, mas que direta ou indiretamente me ajudaram na conclusão deste trabalho.

EPÍGRAFE

“É muito melhor lançar-se em busca de conquistas grandiosas, mesmo expondo-se ao fracasso, do que alinhar-se com os pobres de espírito, que nem gozam muito, nem sofrem muito, porque vivem numa penumbra cinzenta, onde não conhecem nem vitória, nem derrota.”
(Theodore Roosevelt)

RESUMO

PEREIRA, Carolina C. B. B.. *Influência de lençóis e cobertores sob feixe clínico de radiação de fótons e de elétrons*. 2022. 81 p. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

Atualmente uma das principais modalidades para o tratamento de câncer é a teleterapia através de Aceleradores Lineares (AL). Estes equipamentos são capazes de produzirem feixes de fótons e de elétrons com energias e doses adequadas para eliminar as células tumorais. Os fótons são utilizados para lesões mais profundas e os elétrons para lesões mais superficiais. Os dispositivos utilizados próximos ao paciente podem causar atenuação na dose de radiação, aumentando a dose na pele e deslocando a curva da dose de profundidade em direção à superfície do paciente. Muitos estudos são encontrados em relação ao impacto das doses causados pela mesa de tratamento e pelos acessórios de imobilização, como as máscaras termoplásticas e os imobilizadores a vácuo, porém nenhum estudo caracterizou a influência dos tecidos sintéticos utilizados para cobrir o paciente. O objetivo deste trabalho foi medir a influência do lençol e/ou cobertor na atenuação de dose de radiação de fótons e elétrons gerados em AL, adquirindo dados quanto a estas atenuações para que possam ser usados como parâmetros e padronizar os procedimentos relativos ao uso desses materiais. Para medir estas influências foram feitas 2 medições nas energias de 6MV, 10MV, 6MeV, 9MeV e 12MeV no AL e cálculos sistema de planejamento de tratamento (TPS), nas mesmas energias, com lençóis, cobertor e bólus. Os valores de atenuação encontrados foram inferiores a 0,2% para ambas energias do feixe de fótons (lençóis e cobertores); para o feixe de elétrons mais energéticos os valores de atenuação foram inferiores a 0,6% e para 6MeV inferior a 0,4% (lençóis), portanto conclui-se que a influência desses materiais é insignificante na atenuação da dose de radiação para as energias de fótons. Já para os feixes de elétrons, nos mais energéticos o uso de até 3 lençóis pouco influencia na atenuação de seus feixes, no menos energético o uso destes materiais deve se restringir a apenas um lençol. O uso do cobertor deve ser descartado para elétrons.

Palavras chaves: radioterapia, atenuação, influência, dose, bólus.

ABSTRACT

PEREIRA, Carolina C. B. B.. Influence of sheets and blankets under clinical beam of photon and electron radiation. 2022. 81 p. Dissertation (Professional Master's in Radiation Technology in Health Sciences) Instituto de Energy and Nuclear Research – IPEN-CNEN/SP. São Paulo

Currently one of the main modalities for the treatment of cancer is teletherapy through Linear Accelerators (LA). These equipments are capable of producing beams of photons and electrons with adequate energies and doses to eliminate tumor cells. Photons are used for deeper lesions and electrons for more superficial lesions. Devices used close to the patient can cause radiation dose attenuation, increasing the dose to the skin and shifting the depth dose curve toward the patient's surface. Many studies are found regarding the impact of doses caused by the treatment table and immobilization accessories, such as thermoplastic masks and vacuum immobilizers, but no study has characterized the influence of synthetic fabrics used to cover the patient. The objective of this work was to measure the influence of the sheet and/or blanket on the attenuation of the radiation dose of photons and electrons generated in AL, acquiring data regarding these attenuations so that they can be used as parameters and standardize the procedures related to the use of these materials. . To measure these influences, 2 measurements were made at the energies of 6MV, 10MV, 6MeV, 9MeV and 12MeV in the AL and treatment planning system (TPS) calculations, at the same energies, with sheets, blanket and bolus. The attenuation values found were lower than 0.2% for both photon beam energies (sheets and blankets); for the most energetic electron beam the attenuation values were less than 0.6% and for 6MeV less than 0.4% (sheets), therefore, it is concluded that the influence of these materials is insignificant in the attenuation of the radiation dose for the photon energies. As for electron beams, in the most energetic the use of up to 3 sheets has little influence on the attenuation of their beams, in the least energetic the use of these materials should be restricted to only one sheet. Blanket use should be ruled out for electrons.

Keywords: radiotherapy, attenuation, influence, dose, bolus.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores de d_m de fótons em função da energia de radiação.....	16
Tabela 2: Valores (aproximados) de d_m e de z_{max} em função da energia de radiação de elétrons.....	17
Tabela 3: Medições no AL e no TPS.....	31
Tabela 4: Resultados das medidas de fótons no TPS com desvio calculado	33
Tabela 5: Resultados das medidas de elétrons no TPS com desvio calculado	36
Tabela 6: Resultados das medidas de fótons no AL com desvio calculado	40
Tabela 7: Resultados das medidas de elétrons no AL com desvio calculado	42

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Comparação do feixe de 6MV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.....	45
Gráfico 2: Comparação do feixe de 10MV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.....	46
Gráfico 3: Comparação do feixe de 6MeV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.....	47
Gráfico 4: Comparação do feixe de 9MeV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.....	47
Gráfico 5: Comparação do feixe de 12MeV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.....	48

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Curva de PDP para o feixe de elétrons e de fótons	16
Figura 2: Bólus comerciais (gel) (a) e bólus de cera (b)	18
Figura 4: Desenho esquemático dos movimentos realizados pelo AL	23
Figura 5: Acelerador Linear CX NS 6564 da Varian Medical System.....	24
Figura 6: Phantom de Tórax de IMRT CIRS, modelo 002FLC	25
Figura 7: Phantom de placas de água sólida	26
Figura 8: Câmara de ionização tipo farmer, modelo FC65-P	26
Figura 9: Câmara de ionização de placas paralelas, modelo PPC05.....	27
Figura 10: Desenho esquemático de um tomógrafo.....	27
Figura 11: Aparelho Toshiba de 16 canais, modelo Alexon TSX034A	29
Figura 12: Composição do cobertor e do lençol. Bólus de 0,5 cm e bólus de 1 cm. .	30
Figura 13: Sequência de aquisições tomográficas	32
Figura 14: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 6MV, demonstrando a dose no ponto de referência	33
Figura 15: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 10MV, demonstrando a dose no ponto de referência	34
Figura 16: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 6MeV, demonstrando a dose no ponto de referência	36
Figura 17: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 9MeV, demonstrando a dose no ponto de referência	37
Figura 18: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 12MeV, demonstrando a dose no ponto de referência	38
Figura 19: Posicionamento do phantom e da câmera de ionização no AL para realização das medidas de fótons	40
Figura 20: Posicionamento da água sólida e da câmera de ionização no AL para realização das medidas de elétrons	41
Figura 21: Sequência de medidas realizadas no AL com energia de 6 MeV	43
Figura 22: Sequência de medidas realizadas no AL com energia de 9 MeV	43
Figura 23: Sequência de medidas realizadas no AL com energia de 12 MeV.	44

LISTA DE ABREVIATURA

AAA	Algoritmo Analítico Anisotrópico
AL	Acelerador Linear
cGy	Centigray
cm	Centímetros
CPU	Unidade de Central de Processamento
DFI	Distância Foco Isocentro
DFS	Distância Foco Superfície
DICOM	Imagem Digital e Comunicação em Medicina
d_m	Dose Máxima
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
eMC	Elétron Monte Carlo
EPC	Equilíbrio de Partículas Carregadas
fig	Figura
Gy	Gray
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
J/Kg	Joule por quilograma
MeV	Mega Eletron Volt
MLC	Colimador Multilâminas
mm	Milímetros
MU	Unidade Monitora
MV	Mega Volt
nC	nano Coulomb
PACS	Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagens
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
PEEK	Polieteretercetona

POM	Polióxido de Metileno
PTV	Volume Planejado de Tratamento
TPS	Sistema de Planejamento de Tratamento
TSI	Tratamento de Pele Total
z_{\max}	Profundidade Máxima

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	I
AGRADECIMENTOS	II
EPÍGRAGFE	IV
RESUMO	V
ABSTRACT	VI
LISTA DE TABELAS	VII
LISTA DE GRÁFICOS	VIII
LISTA DE FIGURAS	IX
LISTA DE ABREVIATURA	X
1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVOS	19
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
4 MATERIAIS	21
4.1 Acelerador Linear (AL)	21
4.2 Phanton ou Fantoma	25
4.2.1 Phanton de Tórax de IMRT CIRS	25
4.2.2 Água sólida	25
4.3 Detectores	26
4.3.1 Câmara de Ionização Tipo Farmer.....	26
4.3.2 Câmara de Ionização de Placas Paralelas	27
4.4 Tomógrafo	27
4.5 Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS)	29
5 DESENVOLVIMENTO METODOLÓGICO	30
5.1 Medições no TPS	32

5.1.1	Medições com Feixe de Fótons no TPS	33
5.1.1	Medições com Feixe de Elétrons no TPS	36
5.2	Medições no Acelerador Linear.....	39
5.2.1	Medições com Feixe de Fótons no AL	39
5.2.2	Medições com Feixe de Elétrons no AL.....	41
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
6.1	Fótons.....	44
6.2	Elétrons	46
7	CONCLUSÃO	49
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	51

1 INTRODUÇÃO

Entre os principais problemas de saúde pública atual, o câncer é uma dessas doenças, sua incidência vem aumentando em todo mundo, devido a fatores como crescimento populacional, envelhecimento e desenvolvimento socioeconômico, além dos hábitos de vida como a má alimentação, falta de atividades físicas e o uso excessivo do álcool e cigarro. No Brasil estima-se 625 mil novos casos de câncer para cada ano do triênio 2020-2022, sendo o câncer de pele não melanoma o mais incidente (177 mil), seguidos do câncer de mama e próstata (66 mil cada), tornando-se um dos problemas mais complexos do sistema de saúde brasileiro, onde cerca de 1/3 destes casos poderia ser evitado com programas de prevenção.^{1,2} O câncer pode ser tratado de diversas maneiras, para tal se faz necessário levar em consideração sua localização, seu estadiamento e as condições clínicas do paciente. A cirurgia, a radioterapia e a quimioterapia são as principais modalidades de tratamento, elas podem ser empregadas de forma exclusivas e independentes entre si ou ainda de forma combinadas. Cada prescrição tem o objetivo de atingir o sucesso terapêutico minimizando os efeitos colaterais.²

A Radioterapia, por sua vez, é a modalidade de tratamento onde se utiliza um feixe de radiação ionizante, com o intuito de danificar o DNA das células tumorais causando morte celular. A radioterapia pode ser conduzida por duas formas, a braquiterapia e a teleterapia. A braquiterapia é a modalidade em que a fonte de radiação está em contato ou muito próximo da região de tratamento, enquanto a teleterapia é a modalidade em que a fonte de radiação está distante da região alvo de tratamento.³

Para o tratamento em teleterapia, são utilizados equipamentos de grande porte que produzem feixe de radiação ionizante. Esse feixe pode ser oriundo de duas formas: fontes naturais, ou seja, materiais radioativos como isótopo do cobalto-60 ou o isótopo do céσιο-137; e fontes artificiais, ou seja, um feixe de radiação ionizante produzido pelo freamento de elétrons altamente energéticos que produzem fótons ao se colidirem em uma estrutura de alta densidade (tipicamente denominado alvo - target). Logo, denomina-se acelerador linear (AL) os equipamentos de teleterapia com a habilidade de produzir um feixe artificial de radiação ionizante de elétrons e de fótons.^{3,4}

Para o tratamento, o paciente é devidamente imobilizado na mesa do equipamento, utilizando o auxílio de acessórios e imobilizadores, e posicionado em coordenadas específicas (denominado *setup* de tratamento) que coincidem com as coordenadas planejadas do tratamento produzido na etapa de simulação. A quantidade de radiação e a periodicidade em que o paciente vai se submeter é determinado seguindo uma prescrição médica, específica para cada tipo de tumor e estadiamento.³

Com o avanço tecnológico dos equipamentos de Radioterapia o tratamento tornou-se mais preciso, com menos efeitos colaterais e com resultados clínicos mais eficazes. Para se atingir uma maior eficácia no tratamento e na entrega da dose de prescrição, uma simulação do tratamento e da distribuição de dose é estimada por meio de sistemas computacionais de planejamento (TPS – *treatment plan system*). Nessa etapa, denominada planejamento, físicos e médicos se confrontam para atingir o maior benefício terapêutico em função dos efeitos colaterais, das limitações do próprio AL e também do *setup* de tratamento.^{5,6}

Estes sistemas quantificam os elétrons incidentes ou gerados secundariamente que depositam energia em um órgão ou tecido, sendo esta absorção descrita como *kerma* (transferência de energia que ocorre dos fótons para os elétrons do meio em forma de energia cinética) e dose absorvida (energia média cedida pelos elétrons no meio). Os dois conceitos utilizam a unidade *gray* (Gy), onde 1Gy corresponde a 1 *joule* por quilograma (J/Kg). Quando a quantidade de partículas ou energia que entra em um volume é a mesma que sai deste volume, então, ocorre o equilíbrio de partículas carregadas (EPC), onde a dose absorvida se iguala ao *kerma*.^{5,7}

A radiação ionizante emitida pelos ALs é ideal para tratamentos de lesões profundas, pois o alcance da energia de fótons é muito elevado e, a partir da ionização das estruturas no meio, cada energia selecionada é produzida para alcançar diferentes profundidades onde serão depositadas 100% da dose, desta forma, é possível aperfeiçoar tratamentos para cada tipo de lesão específica.⁷

Quando fótons interagem com a matéria transferem sua energia para as partículas ionizadas (elétrons) e estas partículas passam a interagir com o meio depositando nele uma dose máxima (d_m), também conhecida como porcentagem de dose profunda (PDP). A região entre a superfície irradiada e a profundidade onde a

dose atingiu o valor máximo é chamada de região de *build-up*, ou equilíbrio eletrônico, e varia conforme a energia do feixe de radiação, como demonstrado na tabela 1. Além desse ponto a dose decresce por atenuação inversamente ao quadrado da distância.⁷

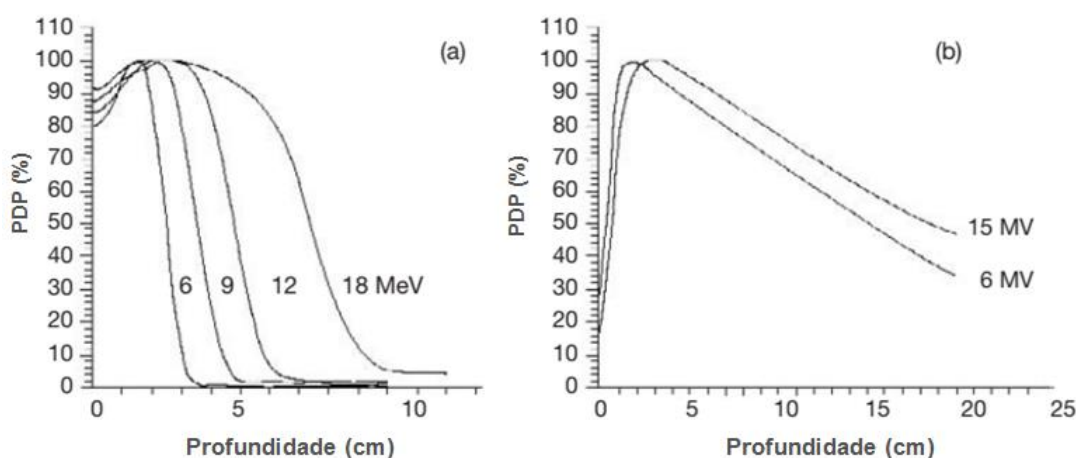
Tabela 1: Valores de d_m de fótons em função da energia de radiação.⁷

Radiação (fótons)	$\gamma - {}^{60}\text{Co}$	4MV	6MV	8MV	10MV	16MV	18MV	22MV
d_m (cm)	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0

A curva de PDP relaciona a quantidade de dose depositada na profundidade quando um feixe de fótons incide perpendicularmente à superfície. Além disso, quanto maior é a energia do feixe de fótons maiores são as doses depositadas à profundidade, ao custo da perda de cobertura na região próxima à superfície, num fenômeno denominado *skin spare effect*, na região de *build-up*.⁷

A interação do feixe de elétrons é diferente do feixe de fótons, este último, mesmo após a d_m , continua interagindo em grandes profundidades, já o feixe de elétrons, após depositar sua dose máxima, a dose irá se acumular até uma profundidade máxima (z_{max}), além da qual decai rapidamente. Estas diferenças podem ser demonstradas através do gráfico 1(a) e 1(b) da figura 1.⁵

Figura 1: Curva de PDP para o feixe de elétrons (a) com energias de 6,9,12 e 18 MeV e para feixe de fótons (b) com energias de 6 e 15 MV.⁶



Portanto, as curvas de PDP para fótons e elétrons tem comportamentos bem diferentes. Mesmo que ambas atinjam uma dose na profundidade maior em função do aumento da energia, um feixe de elétrons tem um alcance prático bem menor. O

valor de 70% da curva de PDP de um feixe clínico de elétron de 12MeV está a aproximadamente 4,5cm de profundidade, enquanto para curva de 6MV de fótons, está na profundidade aproximada de 10cm (fig. 1). Logo, quando as lesões são mais superficiais (com menos de 5cm de profundidade), e próximo a elas existir estruturas as quais devem ser poupadas, geralmente o feixe de elétrons é a opção prescrita para estes tratamentos. Os ALs modernos fornecem energias de elétrons que podem variar de 4 até 22MeV.^{6,7}

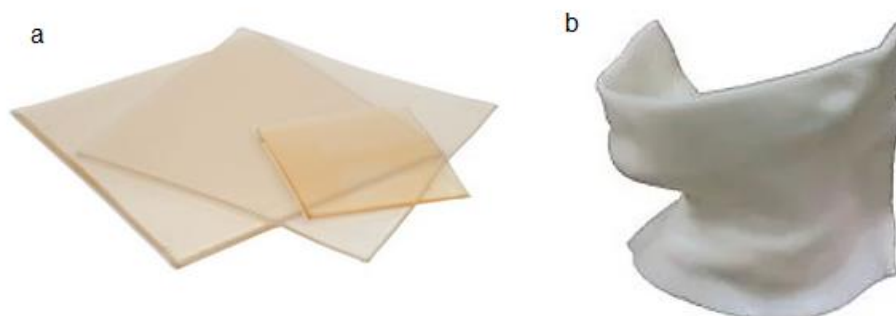
A penetração máxima (z_{max}) do feixe de elétrons pode ser estimada, em centímetros, sendo a metade do valor da energia em MeV e a região onde os elétrons irão depositar cerca de 90% de sua dose é estimada em 1/3 de sua energia, como demonstrado na tabela 2.^{6,7}

Tabela 2: Valores (aproximados) de d_m e de z_{max} em função da energia de radiação de elétrons.⁷

Radiação (elétrons)	6MeV	9MeV	12MeV	18MeV
d_m (cm)	2,0	3,0	4,0	6,0
z_{max} (cm)	3,0	4,5	6,0	9,0

Algumas lesões são mais superficiais e não ficam no alcance da dose máxima depositada pelo feixe, sendo necessário o uso de um acessório para realizar essa adequação, este acessório é o bólus, um material equivalente ao tecido humano que é posicionado diretamente na superfície da pele com dois objetivos principais: uniformizar o contorno irregular do paciente e / ou aumentar a dose na superfície. Podem ser de material gelatinoso já pré-moldado, encontrados comercialmente, ou de cera odontológica ou de abelha, confeccionados exclusivamente para o paciente. Para os feixes de fótons, os bólus irão uniformizar o contorno do paciente, porém acaba fazendo com que haja perda na preservação da pele, característica desse tipo de energia, isso ocorre por que com seu uso, a dose fica desviada para uma região mais superficial. Já para os feixes de elétrons, o bólus é utilizado para aumentar a dose na superfície, aplainar superfícies irregulares e reduzir a penetração do feixe de elétrons em algumas partes do campo de tratamento.^{5,8}

Figura 2: Bólus comerciais (gel) (a) e bólus de cera (b).⁸



Por ser posicionado na superfície externa de tratamento, a radiação interage com este, antes de atingir o tecido humano, logo, a deposição de dose no corpo só acontece depois de a radiação atravessar essa profundidade do bólus. Observando a curva de PDP, se o bólus tem uma espessura de 0.5cm a dose depositada na pele é maior quando há bólus do que quando não há. Esse raciocínio se estende até quando o bólus tem a espessura igual a região de *build-up*, nesse cenário, a camada inicial de pele estaria recebendo a prescrição de 100% de uma PDP. Dessa forma, isso ilustra uma das funções: a superficialização da dose.

Para que o tratamento de radioterapia seja eficaz é necessário procedimentos para garantir a qualidade e assegurar que a dose de energia absorvida de radiação ionizante prescrita está sendo realmente administrada ao alvo de interesse. Para isso todos os materiais que estão entre o feixe e o paciente que podem interferir na entrega da dose, seja gerando atenuação não esperada, ou mesmo agindo como efeito bólus, devem ser contabilizados. O tampo da mesa e demais acessórios externos são geralmente considerados no TPS, todavia o mesmo não acontece com os lençóis e cobertores utilizados no setup. A quantificação da atenuação e do eventual efeito bólus de lençóis e cobertores, ainda é uma prática sem muito consentimento na rotina clínica, desta forma, torna-se relevante o conhecimento acerca das características de atenuação destes materiais tão amplamente utilizados nos serviços de Radioterapia.

2 OBJETIVOS

Foi medida a influência do lençol e do cobertor na atenuação de dose de radiação de fótons e elétrons gerados em AL e verificada a sua interferência na dose ministrada através do TPS.

Foram fornecidos dados relacionados a estas influências para que possam ser usados para gerar uma padronização destes procedimentos.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Muitos estudos são encontrados em relação ao impacto das doses causados pela mesa de tratamento e pelos acessórios de imobilização, como as máscaras termoplásticas e os imobilizadores a vácuo.

O impacto dosimétrico destes dispositivos externos ao paciente é uma combinação complexa de aumento da dose na pele, redução da dose no tumor e alteração da distribuição da dose na área de tratamento. Os dispositivos próximos ao paciente atuam como bólus, aumentando a dose na pele e deslocando a curva da dose de profundidade em direção à superfície do paciente.⁹

Estudos envolvendo os acessórios de imobilização demonstraram um aumento significativo na dose da pele. Halm *et al* (2002), observou que o uso da máscara termoplástica é responsável pelo aumento da dose no primeiro milímetro da pele e que a dose na superfície pode aumentar de 10% a 50% para feixe de fótons de 6MV e de 10% a 35% para feixes de fótons de 10MV.¹⁰ Hadley, Kelly e Lam (2005), também demonstraram que quanto mais esticada ficar a máscara e seus orifícios ficarem maiores, menor será a influência de dose na pele, sendo que máscaras pouco esticadas podem ter um fator de aumento de 3,8 vezes em comparação a máscaras mais esticadas com um fator de 1,5 vezes de aumento da dose na superfície.¹¹

Outro fator determinante para a redução do efeito bólus causado pela máscara é incluir seu contorno no sistema de planejamento, assim quando for calculada a dose pelo sistema, o mesmo conseguirá verificar a atenuação causada por este acessório e calcular a dose corretamente para o PTV (Planning Target Volume – Volume alvo planejado) de tratamento. Chen *et al* (2018), demonstrou que

quando a máscara não é incluída no sistema de planejamento a dose que chega ao volume alvo é de 95% em relação a dose prescrita, o que eles consideraram inadequado para tratamentos de radioterapia por intensidade modulada (IMRT).¹² Outra ação que influenciou na dose na pele foi contornar a pele no sistema de planejamento como um órgão de risco o que reduziu em 6% a dose na mesma.¹³

Os imobilizadores corporais como os Alpha-Cradles e os Vac-Fix, ocasionam superficialização de dose parecida com a das máscaras termoplásticas, elevando essa dose para cerca de 68% de 16% sem estes materiais, sendo que quanto maior a espessura e densidade do saco, maior será a dose na pele.¹⁴ As mesmas medidas para minimizar o impacto da dose na pele utilizada para máscaras termoplásticas podem e devem ser adotada quando utilizam-se os imobilizadores corporais, ou seja, acrescentar seu contorno no sistema de planejamento e o contorno da pele como órgão de risco reduz a dose na superfície e otimiza a dose no volume alvo.^{9,14}

A mesa de tratamento também é responsável por aumentar a dose na pele, Butson *et al.* (2001), demonstrou que conforme o material da mesa esse aumento pode chegar até a 69% para mesas de fibra de carbono.¹⁵ Logo, recomenda-se que se evite entradas de campos que incidam diretamente pela mesa e caso seja imprescindível à mesa deve estar desenhada no sistema de planejamento.^{16,17}

Portanto, quando somamos a utilização da mesa e dos dispositivos de imobilização os efeitos dosimétricos serão maiores do que isolados e devem ser considerados nos cálculos da dose.^{9,18,19}

Até mesmo dispositivos de compressão abdominal não podem ser negligenciados e quando existentes no planejamento deve evitar que os campos passem pelo mesmo, pois isso aumenta a dose na pele e diminui a cobertura do PTV em até 76,5%.²⁰

Segundo Butson *et al* (2002), mesmo curativos finos colocados nas feridas da pele podem causar aumento da dose na mesma, seu estudo demonstrou que curativos de silicone podem levar a um aumento de até 14% de dose na pele.²¹

O estudo realizado com maior correlação a este trabalho foi o de Steinman, Hopkins e Wang (2013), onde verificaram a interferência de 3 tipos de batas utilizadas no tratamento de pele total (TSI), as batas utilizadas foram a de papel, tecido de uma camada e tecido de 3 camadas, onde o aumento de dose na pele foi

de 0,7%, 0,8% e 1,8% respectivamente, o que não gerou um efeito dosimétrico relevante, mostrando que, embora o protocolo para este tipo de tratamento seja com o paciente nu, é possível trata-los com este tipos de vestimentas lhes dando maior conforto durante o procedimento sem perder a eficácia do mesmo.²²

Sabendo, então, que qualquer material colocado entre o feixe de radiação e a área de interesse de tratamento pode gerar alguma atenuação no mesmo, causando impacto dosimétricos na atenuação do feixe, na pele do paciente e na dose recebida no PTV, a falta de protocolos e a baixa quantidade de referências relacionados ao uso de cobertores e lençóis como acessórios do setup de tratamento, corroboram para a relevância deste trabalho.

4 MATERIAIS

4.1 Acelerador Linear (AL)

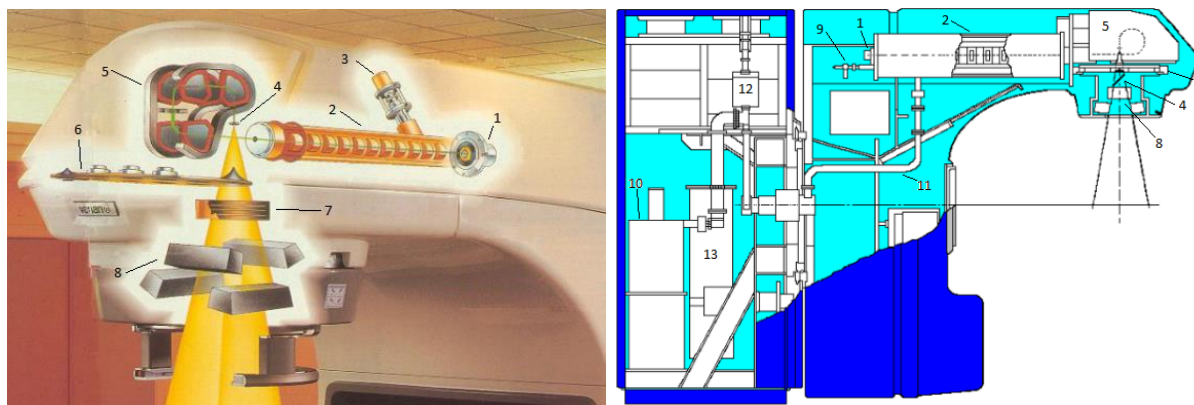
Os ALs são equipamentos que produzem radiação ionizante de alta energia destinados a tratamentos. Estes aparelhos usam microondas para acelerar elétrons a grande velocidade em um tubo com vácuo. Numa extremidade do tubo, os elétrons muito velozes chocam-se com um alvo metálico de alto número atômico. Na colisão com os núcleos dos átomos do alvo os elétrons são subitamente desacelerados e liberam a energia relativa a esta perda de velocidade. Parte desta energia é transformada em raios x de freamento, que tem energia variável na faixa de 1 MV até a energia máxima de um elétron no momento do choque. Por exemplo, um acelerador linear que acelera elétrons até 10 MeV, produz raios x com energia entre 1 e 10 MV. Os aceleradores lineares modernos permitem que os elétrons atinjam diretamente o paciente, retirando-se o alvo de materiais pesados da frente do feixe. Os tratamentos com elétrons são adequados quando o órgão alvo é superficial com estruturas radiosensíveis ao seu redor.^{3,5,6,7,8}

Um Acelerador Linear é composto por várias partes essenciais para a produção de raios x com alta energia e também para produção de feixe de elétrons. Sendo elas (fig.3):^{3,5,6,7,8}

1. Canhão de Elétrons ou Gun: área responsável pela geração dos elétrons que serão acelerados;

2. Tubo Acelerador: estrutura que acelera os elétrons até a velocidade (energia) desejada;
3. Chave de Energia: controla a sintonia do tubo para que possa ser usada em energias diferentes da que foi projetada;
4. Target: alvo para a colisão dos elétrons e geração de fótons;
5. Desviação ou Bend Magnet: direciona os elétrons em uma curva de 270° em direção ao Target;
6. Carrossel: posiciona o filtro correto ou espalhador para diferentes energias de fótons ou elétrons na direção do feixe;
7. Câmara de Ionização: mede os parâmetros do feixe que sai do acelerador;
8. Colimadores: colimam o feixe para que atinja somente a área desejada;
9. Bomba Iônica de Vácuo: preserva o vácuo dentro do tubo acelerador e do Bend Magnet;
10. Klystron ou Magnetron: válvula amplificadora de rádio frequência;
11. Guia de Onda: estrutura usada para transportar a rádio frequência para dentro do acelerador;
12. Circulador e Carga D'água: componentes responsáveis pela absorção da rádio frequência que não foi absorvida pelo tubo acelerador;
13. Sistema de Refrigeração: responsável em refrigerar os componentes internos de um acelerador.

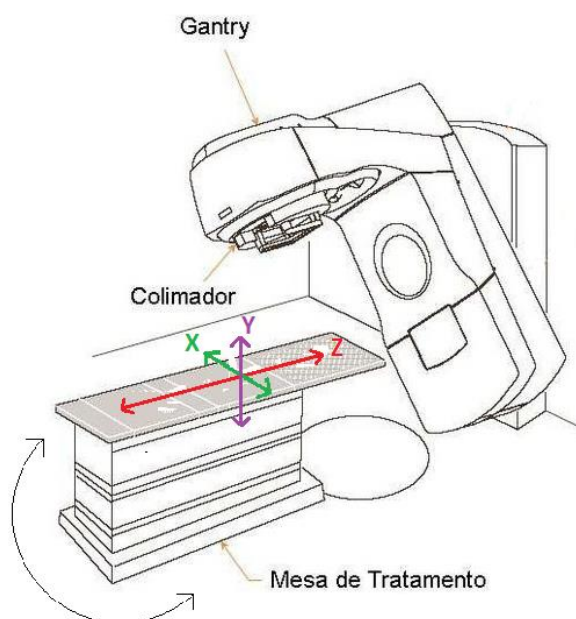
Figura 3: Principais estruturas do AL^{3,8} (1- canhão de elétrons, 2- tubo acelerador, 3- chave de energia, 4- target, 5- bend magnet, 6- carrossel, 7- câmara de ionização, 8- colimadores, 9- bomba iônica de vácuo, 10- klystron, 11- guia de onda, 12- circulador e carga d'água, 13- sistema de refrigeração).



A dose de energia absorvida na exposição na radioterapia é administrada na unidade *Gray (Gy)*, que é medida em um determinado tamanho de campo (em geral de $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$) e em uma determinada distância (normalmente 100cm), por unidade de tempo. No caso dos os equipamentos que produzem Megavoltagem, por possuírem variações no seu rendimento devido oscilações em seus componentes, mede-se a quantidade de radiação integrada registrada no equipamento, conhecidas como unidades monitoras (MU) que são calibradas para equivaler a $0,01\text{Gy}$ para cada 1MU.^{5,6,7}

Apesar da conformação dos ALs variarem conforme a empresa fabricante, basicamente são compostos de um cabeçote (gantry) e uma mesa de tratamento. No gantry é onde estão localizados os componentes eletrônicos responsáveis pela geração dos feixes de elétrons e fótons. A mesa de tratamento pode variar sua composição conforme a empresa e o modelo do acelerador. Tanto a mesa quanto o gantry são capazes de se movimentarem. O gantry realiza um giro de 360° (180° para cada lado a partir do ângulo 0°), assim como o colimador acoplado em seu cabeçote. Já a mesa é capaz de realizar movimentos nos eixos vertical (eixo y), longitudinal (eixo z) e lateral (eixo x), além de girar 90° para ambos os lados do eixo central (fig. 4). O giro desses componentes normalmente ocorre em um ponto definido no espaço como isocentro.^{3,8}

Figura 3: Desenho esquemático dos movimentos realizados pelo AL.



Fonte: Autor da dissertação.

Para a execução deste trabalho, as medidas foram realizadas em Acelerador Linear modelo Clinac CX NS 6564 da Varian Medical System (fig. 5). Este modelo possui 2 energias de fótons, sendo elas 6MV e 10MV, e 5 energias de elétrons, sendo elas 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV e 18MeV. Possui seis taxas de dose entre 100 a 600MU/min. Como este modelo se trata da edição básica do equipamento, o mesmo possui um conjunto de colimadores multilâminas de 80 MLC para conformação das áreas de tratamento.

Figura 4: Acelerador Linear modelo Clinac CX NS 6564 da Varian Medical System.



Fonte: Autor da dissertação.

4.2 Phantom ou Fantoma

Phantoms são acessórios que simulam o organismo humano para que medidas dosimétricas possam ser realizadas sem necessidade de exposição humana. Possuem estruturas equivalentes a ar, osso e água.

4.2.1 Phantom de Tórax de IMRT CIRS

O phantom utilizado nesse trabalho para as simulações no TPS e para as medições no AL com energia de fótons foi o Phantom de Tórax de IMRT CIRS, modelo 002FLC (fig. 6). O mesmo possui forma elíptica e representa um torso humano médio. Mede 30cm de comprimento x 30cm de largura x 20cm de espessura, e é construído com materiais epóxi equivalentes a tecido simulados para água, osso e pulmão. As superfícies do phantom são marcadas para facilitar o alinhamento no laser. As inserções de haste intercambiáveis de equivalente de tecido acomodam câmaras de ionização, permitindo medições de dose pontual em vários planos dentro do fantôma.^{23,24}

Figura 5: Phantom de Tórax de IMRT CIRS, modelo 002FLC^{23,24}



4.2.2 Água sólida

Para as medições no AL com energia de elétrons foi utilizado o Phantom de água sólida RW3 da PTW Dosimetry (fig. 7). Este phantom é composto por placas de 30cm x 30cm com espessura variável de 1mm, 2mm, 5mm e 10mm, para que se possa variar a profundidade de medição em incrementos de 1mm. Este phantom é

feito de material equivalente a água, adequado para dosimetria de fótons e elétrons em um phantom de estado sólido. A superfície das placas do phantom são marcadas para facilitar o alinhamento no laser e possui placas adaptadoras para vários tipos de detectores, como o detector de placas paralelas utilizado neste trabalho.^{25,26}

Figura 6: Phantom de placas de água sólida^{25,26}.



4.3 Detectores

4.3.1 Câmara de Ionização Tipo Farmer

As câmaras de ionização do tipo Farmer são projetadas para medições com alta reprodutibilidade em simuladores de ar, sólidos ou água, destinam-se à dosimetria absoluta de feixes de fótons e elétrons em taxas de dose de nível de terapia em aceleradores voltados para a medicina. A câmara de ionização FC65-P (fig. 8), utilizada neste trabalho, destina-se a verificações diárias das máquinas de tratamento. São câmaras resistentes, a prova d'água, feitas de Polióxido de Metileno (POM), com detector de alumínio de alto desempenho, com área sensível de $0,6\text{cm}^3$.^{27,28}

Figura 7: Câmara de ionização tipo farmer, modelo FC65-P.^{27,28}



4.3.2 Câmara de Ionização de Placas Paralelas

As câmaras de placas paralelas são projetadas para medições com alta reprodutibilidade em simuladores de ar, sólidos ou água. A câmara de ionização de placas paralelas modelo PPC05 (fig. 9), utilizada neste trabalho, é projetada para dosimetria de feixe de elétrons, acima de 2MeV, e de fótons. São câmaras a prova d'água, feita de plástico condutor e plásticos altamente isolantes. O material do eletrodo coletor é PEEK (polieteretercetona) grafitado, com área sensível de $0,05\text{cm}^3$.^{27,29}

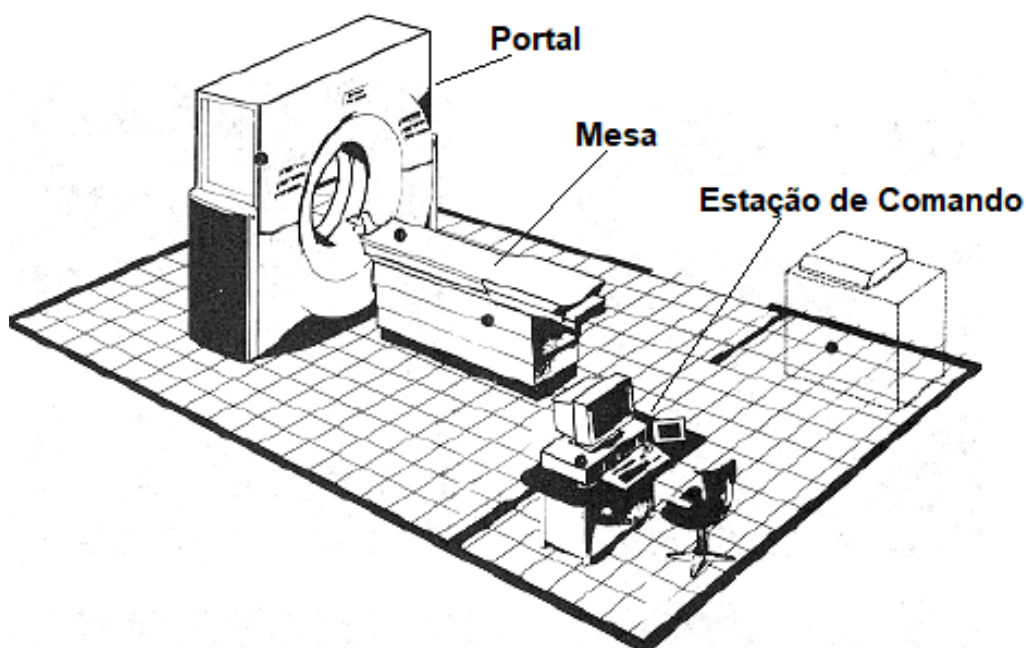
Figura 8: Câmara de ionização de placas paralelas, modelo PPC05.^{27,29}



4.4 Tomógrafo

Tomógrafos são equipamentos que produzem radiação ionizante destinados ao diagnóstico. Podemos Imaginar um tomógrafo em 3 partes: o portal (Gantry), a mesa de exames e a estação de comando (fig. 10)^{30,31,32}.

Figura 9: Desenho esquemático de um tomógrafo.³⁰



No Gantry estão o tubo de raios x e o conjunto de detectores. Todos os comandos básicos que controlam o gantry se encontram em um painel na parte frontal do próprio gantry. Esses comandos controlam diversas opções como altura e movimentação da mesa, angulação do gantry e a ativação dos eixos que promovem a centralização dos feixes na área examinada do paciente. No gantry encontram-se dispostos os projetores de laser, que facilitam o posicionamento do paciente de acordo com a área a ser analisada no exame.^{31,32}

O tubo de raio x é responsável pela geração da radiação ionizante e tem sua constituição composta por cátodo de tungstênio, responsável pela geração de elétrons, e anodo giratório também de tungstênio, onde os elétrons irão se chocar e gerar os fótons de raio x.^{31,32}

Os detectores ou sensores são dispositivos responsáveis em captar a radiação e transformar os dados obtidos em sinais elétricos analógicos. Quanto maior o número de fileiras de detectores, maior será o número de fatias adquiridas em um giro do conjunto ampola/detector, denominados equipamentos multislice. Os aparelhos atuais podem chegar a 320 seções por rotação.^{31,32}

O sistema computacional é composto por: monitor e CPU (computador) e o painel de comando. A imagem obtida pelo processo de digitalização é armazenada em um banco de dados para posterior manipulação. As imagens são armazenadas no computador em formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)

e todo o processo está envolvido no sistema PACS (Picture Archiving and Communication System).^{31,32}

Para a realização desse trabalho as aquisições tomográficas foram realizadas em aparelho Toshiba de 16 canais, modelo Alexon TSX034A.

Figura 10: Aparelho Toshiba de 16 canais, modelo Alexon TSX034A.



Fonte: Autor da dissertação.

4.5 Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS)

O TPS é o software utilizado em radioterapia de feixe externo de fótons e elétrons, para realizar o contorno dos órgãos de risco e volumes alvos no planejamento do tratamento de radioterapia, de doenças malignas ou benignas, gerando formas de feixe e distribuições de dose com o intuito de maximizar o controle do tumor e minimizar as complicações do tecido normal, entre outras funções. Para isso, o TPS utiliza algoritmos de cálculo que são responsáveis pela correta representação da dose no paciente, podendo ser vinculados a cálculos de tempo de feixe ou MU.^{6,33}

Existem inúmeros algoritmos de cálculos de dose que podem ser usados no TPS. Para este trabalho foram utilizados o AAA (*Anisotropic Analytical Algorithm* -

Algoritmo Analítico Anisotrópico), para o feixe de fótons e o eMC (elétrons Monte Carlo), para o feixe de elétrons.^{6,33}

O eMC é uma constituição rápida do método de Monte Carlo para calcular a distribuição de dose de feixes de elétrons de alta energia. Este algoritmo leva em consideração a média de todos os vóxels da região de interesse, rastreando os elétrons através da geometria da área irradiada, calculando a energia depositada em cada vóxel no caminho do elétron e convertendo-a em dose (Gy). O AAA é um algoritmo de superposição de feixe 3D, derivado de Monte Carlo, usado para fótons primários, fótons extra focais dispersos e elétrons dispersos. A distribuição de dose final leva em consideração as diferenças das propriedades físicas encontradas num meio, permitindo a transformação analítica e reduzindo o tempo computacional.³³

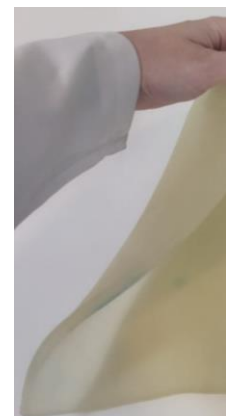
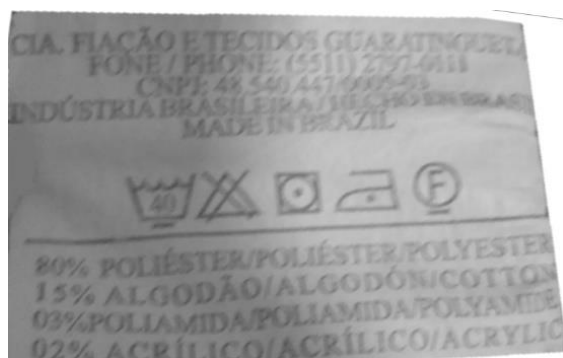
O TPS utilizado para realização do planejamento das medições neste trabalho foi o Eclipse, versão 15.6.

5 DESENVOLVIMENTO METODOLÓGICO

Esse trabalho verificou a influência causada por tecidos sintéticos (lençol e cobertor), na atenuação da dose de radiação de fótons e elétrons gerados em aceleradores lineares.

Os materiais atenuadores utilizados foram: cobertores, cuja composição é 80% poliéster, 15% algodão, 3% poliamida e 2% acrílico; lençóis, cuja composição é 50% algodão e 50% poliéster; e bólus de gel pré-moldado de 0,5cm e de 1cm (fig. 12).

Figura 11: Composição do cobertor (imagem da esquerda) e do lençol (imagem da direita). Bólus de 0,5 cm e bólus de 1 cm.



Fonte: Autor da dissertação.

Os equipamentos utilizados foram o Acelerador Linear da Varian, modelo Clinac CX NS 6564, o sistema de planejamento de tratamento Eclipse, versão 15.6 e o tomógrafo Toshiba de 16 canais, modelo Alexon TSX034A. Os fantasmas utilizados foram o Phantom de Tórax de IMRT CIRS, modelo 002FLC e o Phantom de água sólida RW3. Os detectores utilizados foram a câmara de ionização tipo farmer FC65-P e a câmara de ionização de placas paralelas modelo PPC05.

Para o feixe de fótons foram realizadas medidas com ambas energias fornecida pelo AL (6MV e 10MV) e para feixe de elétrons foram realizadas medidas com as energias de 6MeV, 9MeV e 12MeV, descartando as energias de 15MeV e 18MeV devido sua baixa frequência de uso na rotina clínica. Para ambos os tipos de radiações, foram realizadas medidas sem nenhum objeto atenuador, para obter os dados de referência, e com os atenuadores, foco do estudo, de diversas maneiras. Também foram realizadas medidas com bólus pré-moldado em gel de 0,5cm e de 1cm como comparativos dos dados de atenuação obtidos (tabela 4).

Tabela 3: Medições no AL e no TPS.

*Medidas realizadas como referência. **Medida realizada como comparativo.

	Sem atenuador*	1 lençol	2 lençóis	3 lençóis	30 lençóis	1 cobertor	Bólus 0.5cm**	Bólus 1cm**
Fótons	x	x	x	x	x	x	x	x
Elétrons	x	x	x	x		x	x	x

Fonte: Autor da dissertação.

5.1 Medições no TPS

Foram realizadas aquisições tomográficas em aparelho Toshiba de 16 canais, modelo Alexon TSX034A, onde o fantoma de tórax CIRS foi posicionado no tomógrafo com marcador de miçanga com bário e centralizado através dos lasers. As tomografias foram realizadas sem objeto atenuador, para servir de referência, e com os objetos atenuadores (1 lençol, 2 lençóis, 3 lençóis, 30 lençóis, 1 cobertor, bólus de 0,5cm e bólus de 1cm, sendo os dois últimos realizados para comparativo), conforme fig. 13.

Figura 12: Sequência de aquisições tomográficas.



Fonte: Autor da dissertação.

As imagens obtidas foram importadas para o TPS Eclipse, versão 15.6, através da ferramenta de importação de imagens DICOM, onde posteriormente foram trabalhadas para realização dos cálculos de dose em MU simulando tanto feixe de fótons quanto de elétrons.

5.1.1 Medições com Feixe de Fótons no TPS

Para o feixe de fótons, foi realizado o cálculo de dose através do TPS Eclipse, com algoritmo de cálculo AAA, no isocentro do *phantom*, utilizando distância foco isocêntrica (DFI) de 100cm, ministrando-se 100MU ou 100cGy no campo e checando a dose que chegou nesse ponto. Os resultados de dose obtidos no ponto de referência do isocentro sem utilizar nenhum objeto atenuador, como medida de referência, e com os objetos atenuadores, são apresentados conforme tabela abaixo:

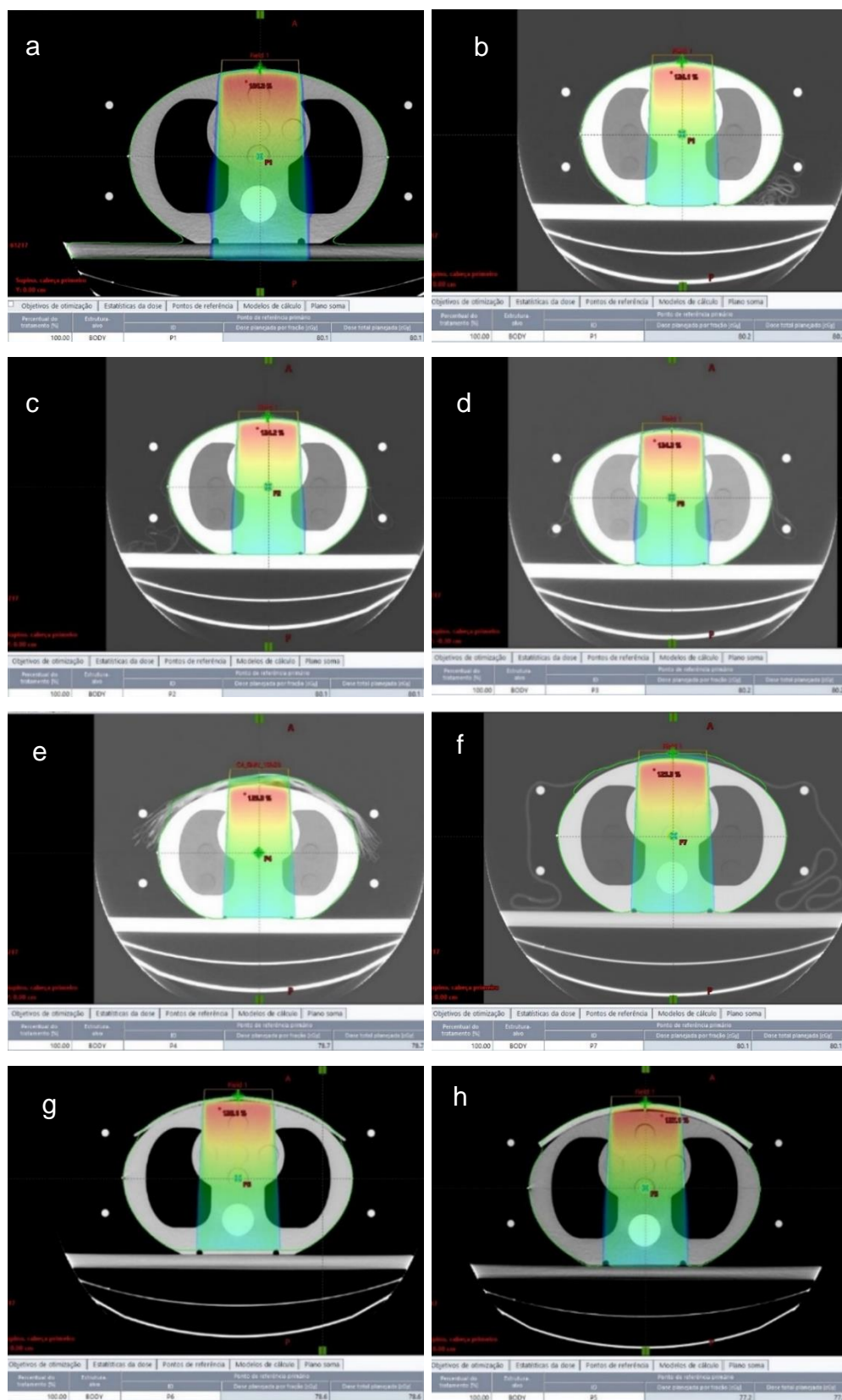
Tabela 4: Resultados das medidas de fótons no TPS com desvio calculado.

*Medidas realizadas como referência. **Medida realizada como comparativo.

Feixe de Fótons	Energia	Sem atenuador*	1 lençol	2 lençóis	3 lençóis	30 lençóis	1 cobertor	Bólus 0.5cm**	Bólus 1cm **
	6MV	80,1	80,2	80,1	80,2	78,7	80,1	78,6	77,2
	Desvio (%)	ref	0,12	0,00	0,12	1,75	0,00	1,87	3,62
	10MV	88,6	88,6	88,6	88,7	87,4	88,5	87,3	86,1
	Desvio (%)	ref	0,00	0,00	0,11	1,35	0,11	1,47	2,82

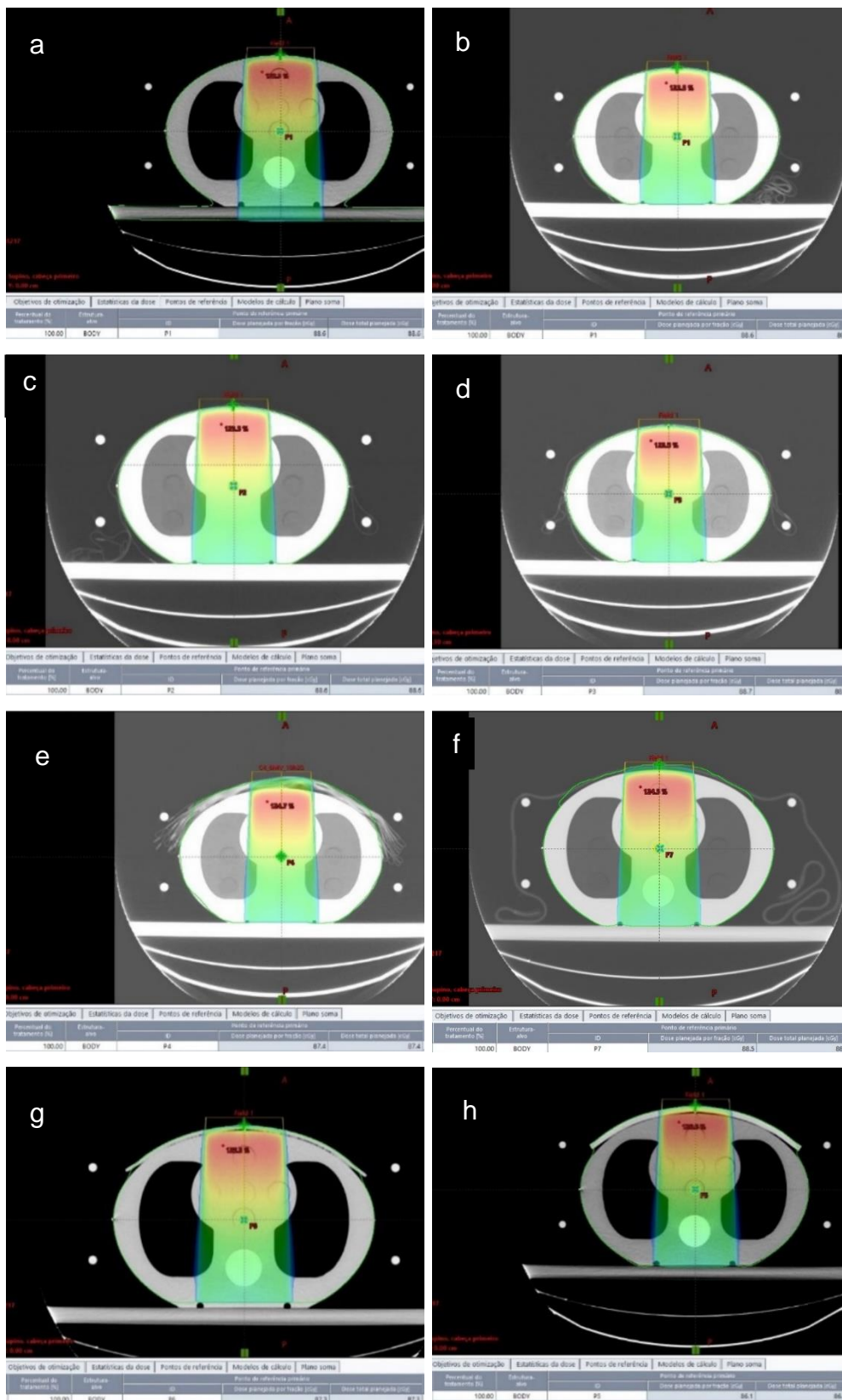
Fonte: Autor da dissertação.

Figura 13: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 6MV, demonstrando a dose no ponto de referência: sem atenuador (a), 1 lençol (b), 2 lençóis (c), 3 lençóis (d), 30 lençóis (e), 1 cobertor (f), bólus de 0,5cm (g) e bólus de 1cm (h).



Fonte: Autor da dissertação.

Figura 14: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 10MV, demonstrando a dose no ponto de referência: sem atenuador (a), 1 lençol (b), 2 lençóis (c), 3 lençóis (d), 30 lençóis (e), 1 cobertor (f), bôlus de 0,5cm (g) e bôlus de 1cm (h).



Fonte: Autor da dissertação.

5.1.1 Medições com Feixe de Elétrons no TPS

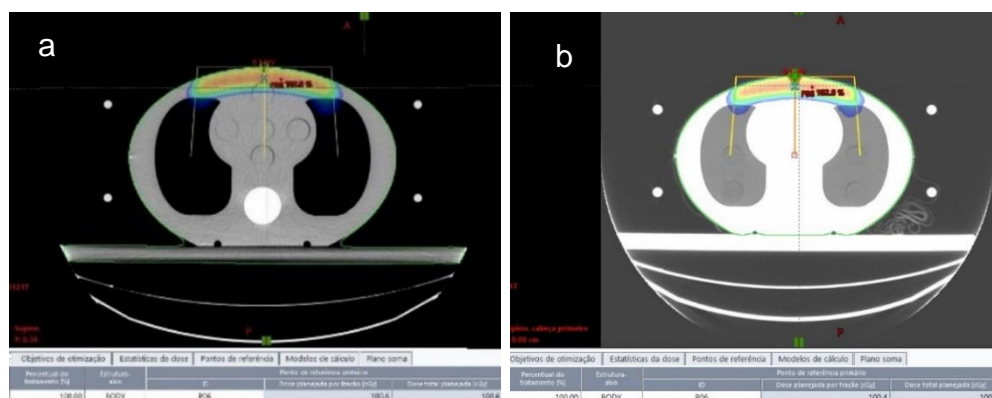
Para o feixe de elétrons, foi realizado o cálculo de dose através do TPS Eclipse, com algoritmo de cálculo eMC utilizando distância foco superfície (DFS) de 100cm, ajustando-se a dose para que chegasse 100UM ou 100cGy na profundidade de dose máxima conforme a energia (sendo 1,3cm para 6MeV, 2,1cm para 9MeV e 2,9cm para 12MeV). Os resultados de dose obtidos sem utilizar nenhum objeto atenuador, como medida de referência, e com os objetos atenuadores são apresentados conforme tabela baixo:

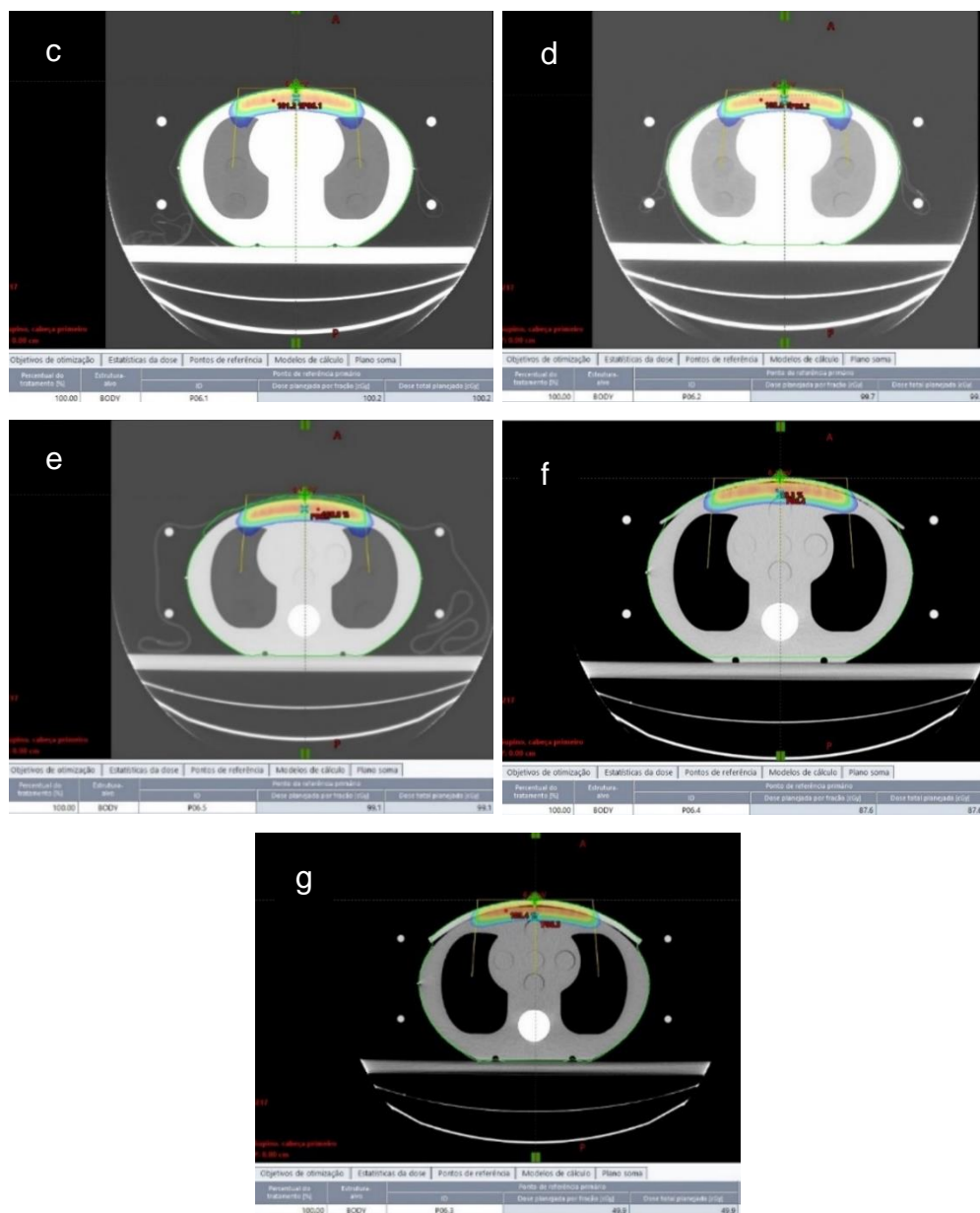
Tabela 5: Resultados das medidas de elétrons no TPS com desvio calculado.
*Medidas realizadas como referência. **Medida realizada como comparativo.

Feixe de Elétrons	Energia	Ponto de medida	Sem atenuador*	1 lençol	2 lençóis	3 lençóis	1 cobertor	Bólus 0.5cm**	Bólus 1cm **
	6MeV	1,3cm	100,6	100,4	100,2	99,7	99,1	87,6	49,9
		Desvio (%)	ref	0,20	0,40	0,89	1,49	12,92	50,40
	9MeV	2,1cm	100	100,2	99,4	99,8	98,7	91,6	76,5
		Desvio (%)	ref	0,20	0,60	0,20	1,30	8,40	23,50
	12MeV	2,9cm	100,2	100,3	99,9	100	99,7	95,6	89,2
		Desvio (%)	ref	0,20	0,20	0,10	0,40	4,50	10,89

Fonte: Autor da dissertação.

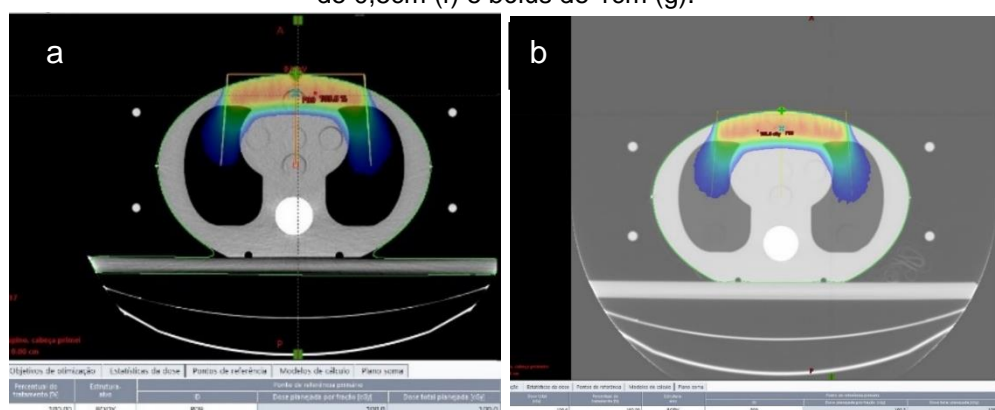
Figura 15: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 6MeV, demonstrando a dose no ponto de referência: sem atenuador (a), 1 lençol (b), 2 lençóis (c), 3 lençóis (d), 1 cobertor (e), bólus de 0,5cm (f) e bólus de 1cm (g).

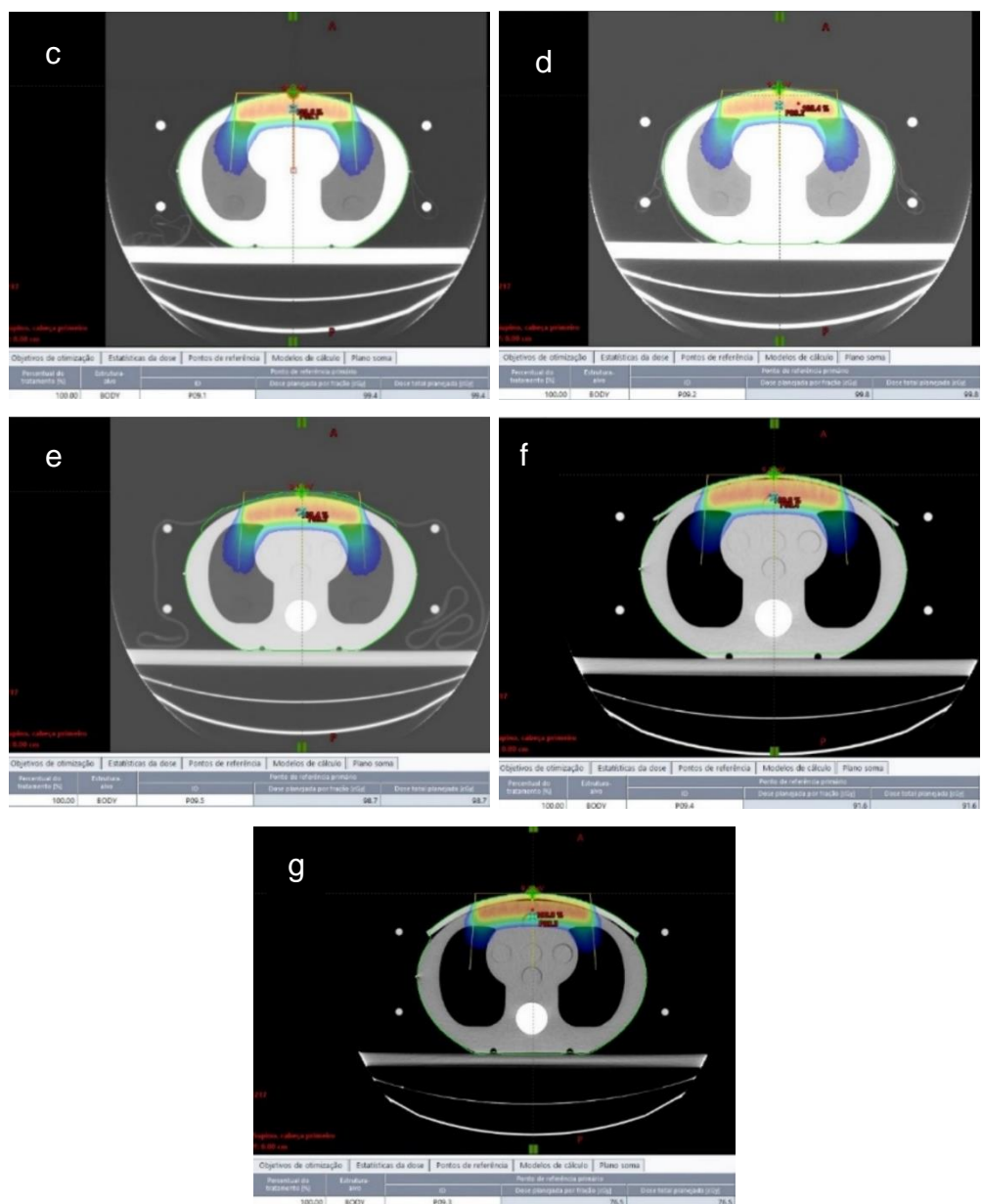




Fonte: Autor da dissertação.

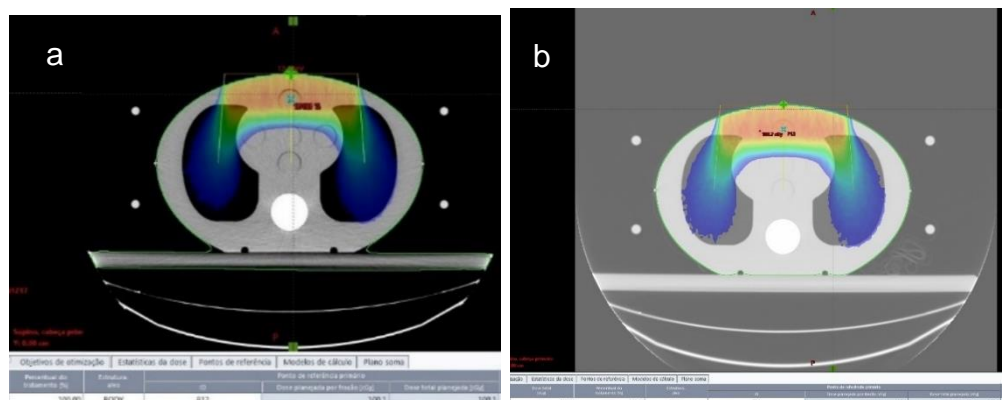
Figura 16: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 9MeV, demonstrando a dose no ponto de referência: sem atenuador (a), 1 lençol (b), 2 lençóis (c), 3 lençóis (d), 1 cobertor (e), bólus de 0,5cm (f) e bólus de 1cm (g).

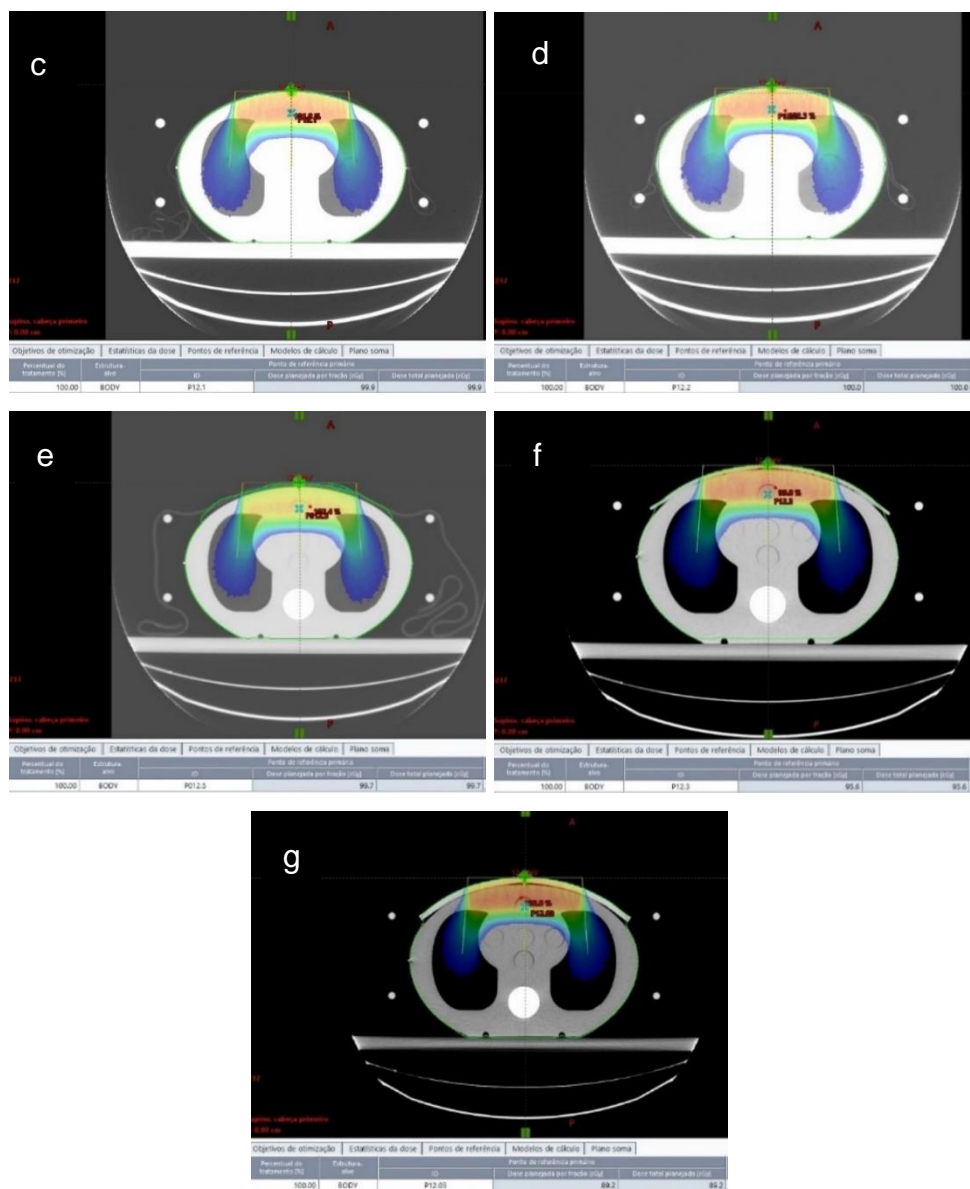




Fonte: Autor da dissertação.

Figura 17: Sequência de aquisições tomográficas com energia de 12MeV, demonstrando a dose no ponto de referência: sem atenuador (a), 1 lençol (b), 2 lençóis (c), 3 lençóis (d), 1 cobertor (e), bólus de 0,5cm (f) e bólus de 1cm (g).





Fonte: Autor da dissertação.

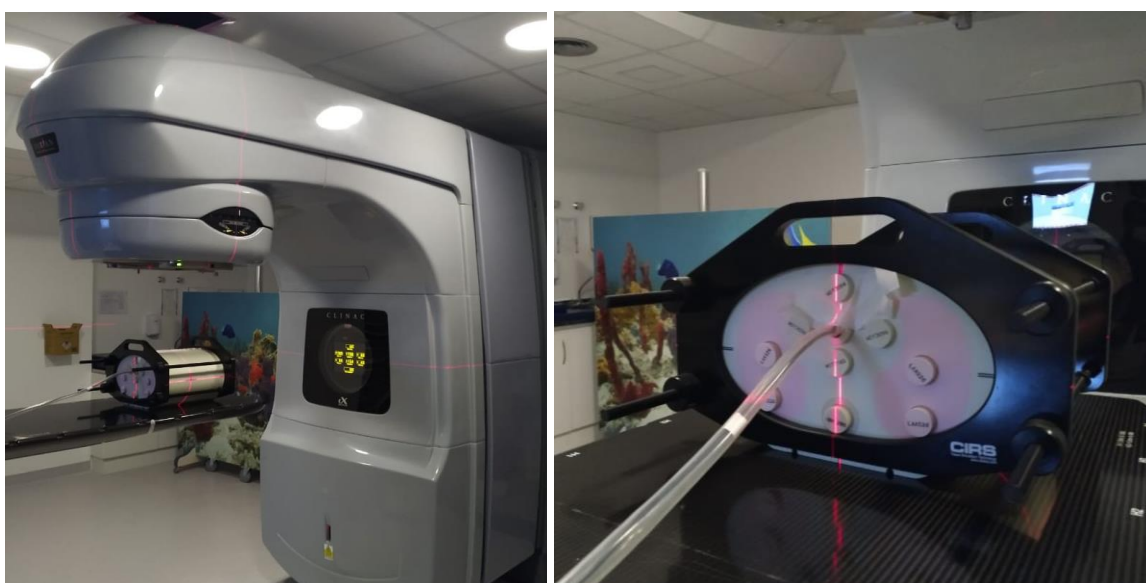
5.2 Medições no Acelerador Linear

5.2.1 Medições com Feixe de Fótons no AL

Foram realizadas medições do feixe de fótons, nas energias de 6MV e 10MV, em uma câmara de ionização tipo farmer, modelo FC65-P, fabricada pela IBA que foi inserida num fantôma de Tórax CIRS (modelo M002FLC), onde o mesmo ficou posicionado no isocentro do equipamento, sem nenhum material entreposto, para se obter a dose referência, e a mesma medição colocando lençóis e cobertores entre a fonte de radiação e o detector. Também foram realizadas medidas com bólus para comparativo. O fantôma foi posicionado na mesa do aparelho de teleterapia onde o

gantry e o colimador foram posicionados a 0° , a mesa manteve-se com rotação a 0° e seus eixos x, y e z foram ajustados de maneira que o fantoma utilizado ficasse com o seu centro a 100cm na técnica DFI (fig. 19), irradiado com 100MU, com taxa de dose de 600MU/min, num campo de $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$. A temperatura da sala estava $21,3^\circ\text{C}$ e a umidade 52,79%.

Figura 18: Posicionamento do phantom e da câmera de ionização no AL para realização das medidas de fótons.



Fonte: Autor da dissertação.

Foram realizadas 2 medidas para cada energia, com resultado em nC (nanoCoulomb) - Unidade de carga, conforme tabela:

Tabela 6: Resultados das medidas de fótons no AL com desvio calculado.
*Medidas realizadas como referência. **Medida realizada como comparativo.

Feixe de Fótons	Energia	Sem atenuador*	1 lençol	2 lençóis	3 lençóis	30 lençóis	1 cobertor	Bólus 0.5cm**	Bólus 1cm**
	6MV	1ª tomada	18,04	18,04	18,04	18,04	17,84	18,01	17,70
2ª tomada		18,04	18,04	18,04	18,04	17,84	18,01	17,71	17,49
Média		18,04	18,04	18,04	18,04	17,84	18,01	17,70	17,49
Desvio (%)		ref	0,00	0,00	0,00	1,11	0,17	1,86	3,05

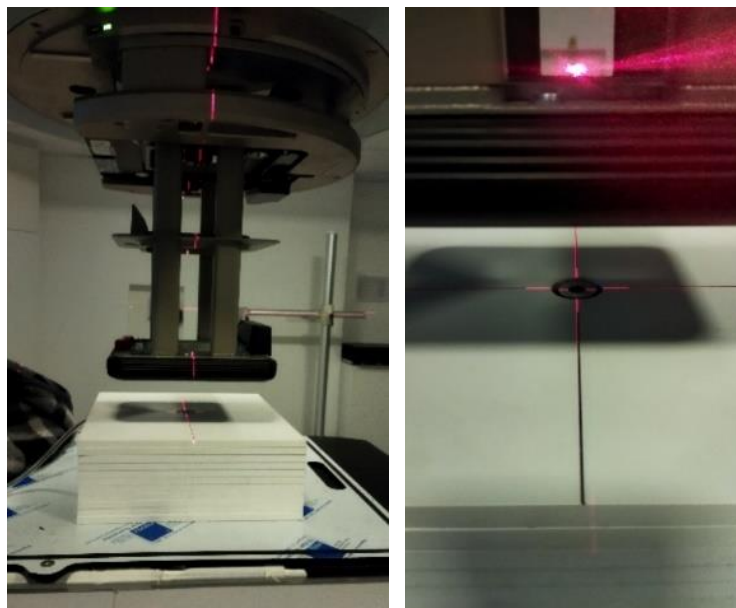
10MV	1ª tomada	19,97	19,97	19,97	19,98	19,81	19,95	19,70	19,52
	2ª tomada	19,97	19,97	19,97	19,98	19,80	19,95	19,70	19,52
	Média	19,97	19,97	19,97	19,98	19,80	19,95	19,70	19,52
	Desvio (%)	ref	0,00	0,00	0,05	0,83	0,10	1,35	2,25

Fonte: Autor da dissertação.

5.2.2 Medições com Feixe de Elétrons no AL

Foram realizadas medições do feixe de elétrons, nas energias de 6MeV, 9MeV e 12MeV, em uma câmara de ionização de placas paralelas, modelo PPC 05, fabricada pela IBA, que foi inserida em um conjunto de água sólida que foi adequada conforme o z_{\max} de cada energia, sendo que para 6MeV foi utilizado 1,3cm de água sólida, para 9MeV foi utilizado 2,1cm de água sólida, e para 12MeV foi utilizado 2,9cm de água sólida. Foram posicionadas 10 placas de água sólida de 1cm cada posteriormente a câmara de ionização para espalhamento do feixe. As medidas foram adquiridas sem nenhum material entreposto, para se obter a dose referência, e a mesma medição colocando lençóis e cobertores entre a fonte de radiação e o detector, também foram realizadas medidas com bólus para comparativo. A água sólida, juntamente com a câmara de ionização de placas paralelas, foi posicionada no aparelho de teleterapia onde o gantry e o colimador foram posicionados a 0°, a mesa manteve-se com rotação a 0° e seus eixos x, y e z foram ajustados de maneira que a água sólida utilizada ficasse com a sua superfície a 100cm na técnica DFS (distância foco superfície) (fig. 20), irradiado com 100MU, com taxa de dose de 400MU/min, com cone espalhador de 15cm² x 15cm². A temperatura da sala estava 21,3°C e a umidade 56,7%.

Figura 19: Posicionamento da água sólida e da câmara de ionização no AL para realização das medidas de elétrons.



Fonte: Autor da dissertação.

Foram realizadas 2 medidas para cada energia, com resultado em nC (nanoCoulomb) - Unidade de carga, conforme tabela:

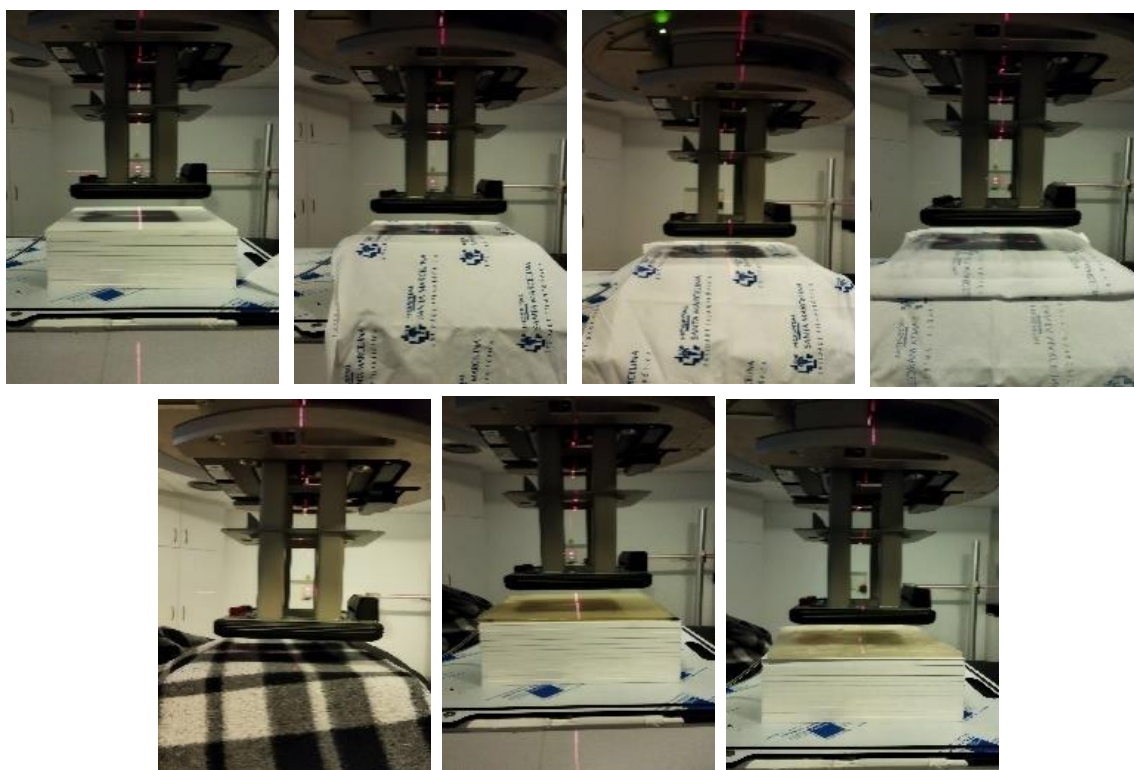
Tabela 7: Resultados das medidas de elétrons no AL com desvio calculado.
*Medidas realizadas como referência. **Medida realizada como comparativo.

	Energia		Sem atenuador*	1 lençol	2 lençóis	3 lençóis	1 cobertor	Bólus 0.5cm**	Bólus 1cm **
Feixe de Elétrons	6MeV 1,3cm de água sólida Fig. 12	1ª tomada	1,649	1,651	1,652	1,649	1,620	1,364	1,008
		2ª tomada	1,651	1,651	1,653	1,650	1,620	1,363	1,008
		Média	1,650	1,651	1,653	1,650	1,620	1,364	1,008
		Desvio (%)	ref	0,091	0,182	0,00	1,788	17,339	38,891
	9MeV 2,1cm de água sólida Fig. 13	1ª tomada	1,652	1,649	1,652	1,653	1,624	1,509	1,327
		2ª tomada	1,652	1,651	1,653	1,653	1,625	1,509	1,327
		Média	1,652	1,650	1,653	1,653	1,625	1,509	1,327
		Desvio (%)	ref	0,121	0,030	0,061	1,665	8,656	19,673
	12MeV 2,9cm de água	1ª tomada	1,701	1,699	1,701	1,702	1,676	1,631	1,560
		2ª tomada	1,701	1,701	1,701	1,701	1,674	1,632	1,560

sólida Fig. 14	Média	1,701	1,700	1,701	1,702	1,675	1,630	1,560
	Desvio (%)	ref	0,059	0,000	0,029	1,558	4,174	8,289

Fonte: Autor da dissertação.

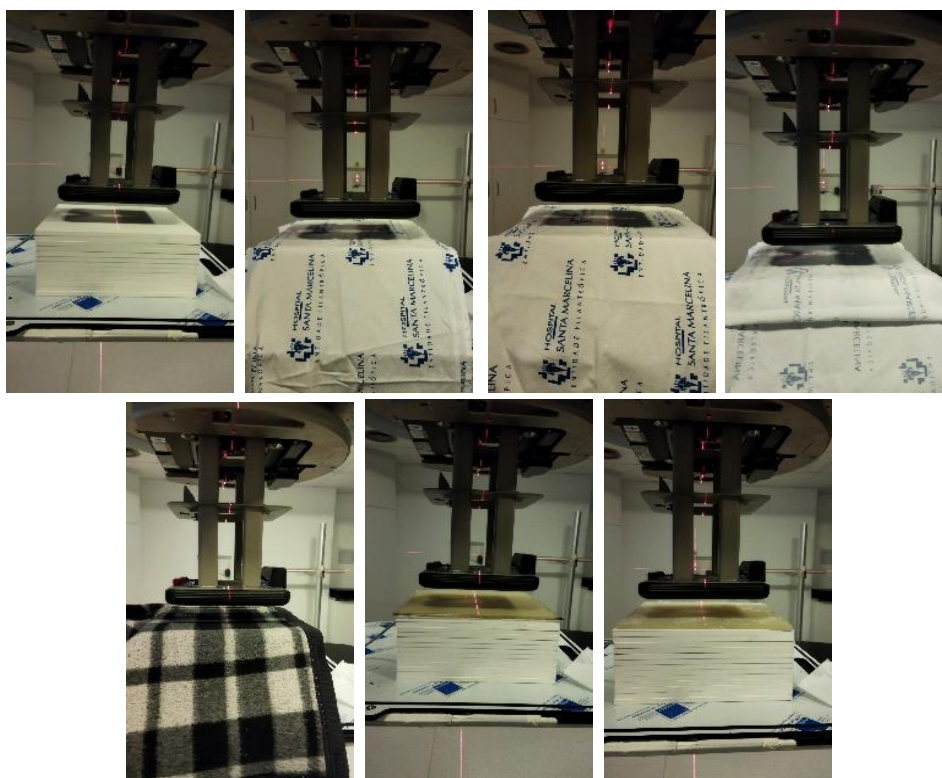
Figura 20: Sequência de medidas realizadas no AL com energia de 6 MeV.



ertação.

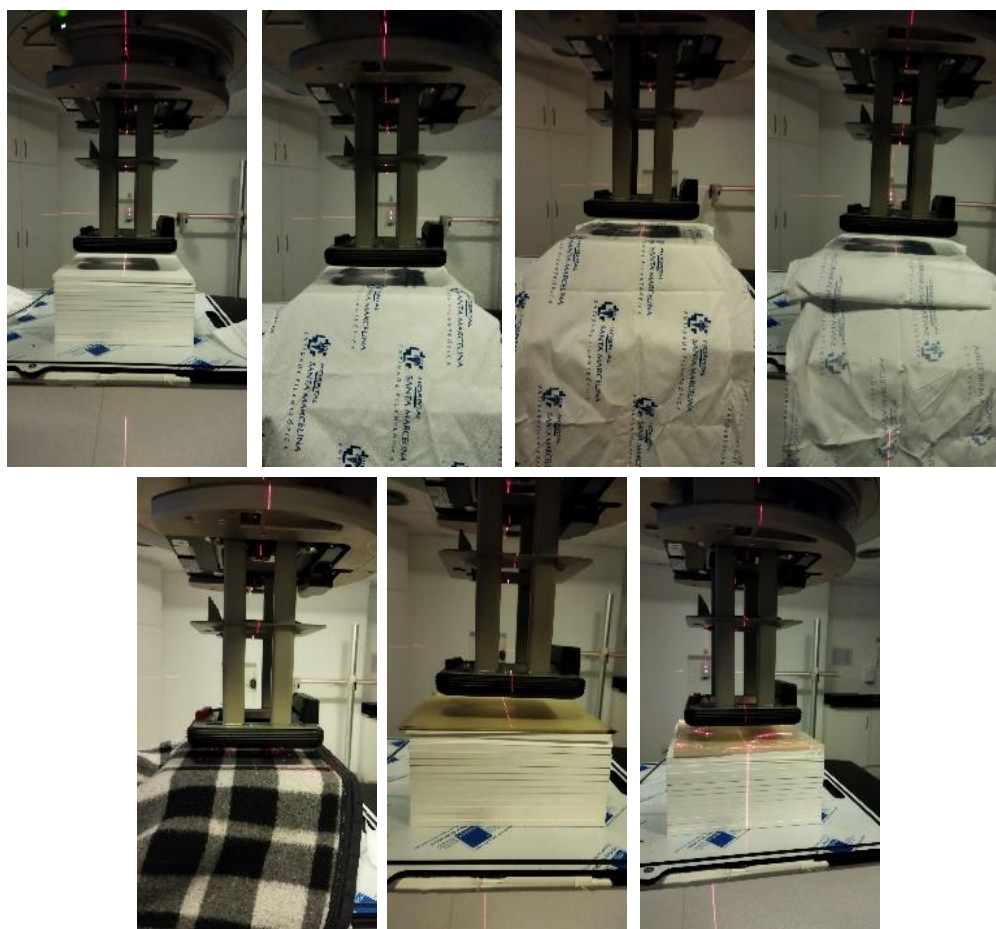
Font
e:
Aut
or
da
diss

Figura 21: Sequência de medidas realizadas no AL com energia de 9 MeV



Fonte: Autor da dissertação.

Figura 22: Sequência de medidas realizadas no AL com energia de 12 MeV.



Fonte: Autor da dissertação.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1 Fótons

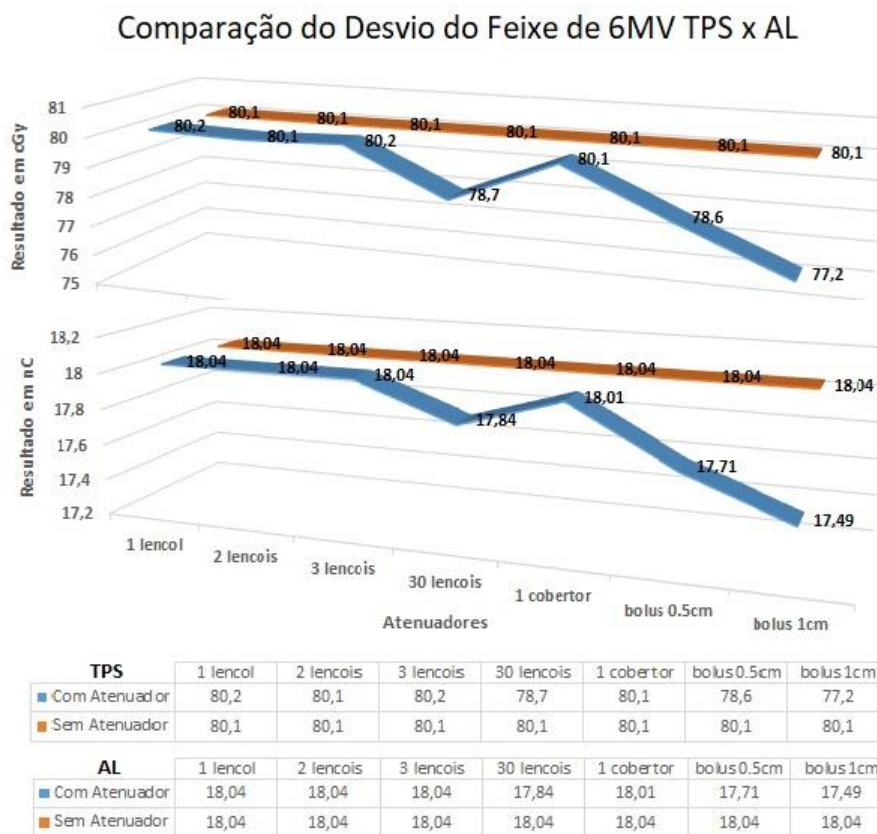
Os resultados obtidos a partir das medidas realizadas, mostram que para fótons, tanto para 6MV como para 10MV, a colocação de 01 a 03 lençóis pouco ou nada influencia na dose recebida por um paciente sob tratamento em radioterapia. As diferenças encontradas nos dados medidos e calculados estão em sintonia, com valores menores ou iguais a 0,12%. O que significa que para feixe de fótons, a colocação de até 3 lençóis não afeta o tratamento.

Foi simulado também a situação extrema de um conjunto de lençóis sobre um paciente (lençóis dobrados, com um total de 30 dobras/lençóis), essa circunstância exagerada, seria um incidente, visto que tratamentos convencionais não são executados nessas condições. Nessa situação extrema foi obtido um desvio máximo de 1,75%, que já estaria próximo ao desvio obtido com o bólus de 0,5cm que foi de 1,86%, ambos os dados para a energia de 6MV nas medidas realizadas no AL, nas simulações do TPS não houveram desvios significativos.

Para o caso de se colocar um cobertor sobre o paciente os resultados obtidos também indicam que é factível, com valores desviando em cerca de 0,17%, sendo seguro seu uso durante o tratamento.

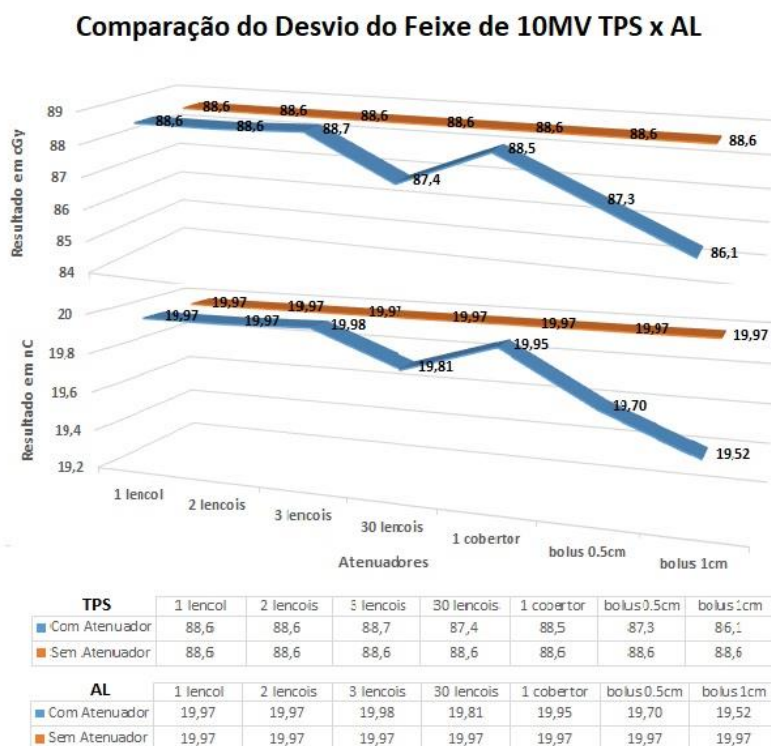
Nos dados obtidos com o uso do bólus, foi observado um desvio com relação ao valor de referência, como já era de se esperar, visto que o bólus tem como objetivo principal, em caso de tratamento com feixe de fótons, superficializar a dose, conforme visto na introdução deste trabalho.

Gráfico 1: Comparação do feixe de 6MV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.



Fonte: Autor da dissertação.

Gráfico 2: Comparação do feixe de 10MV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.



Fonte: Autor da dissertação.

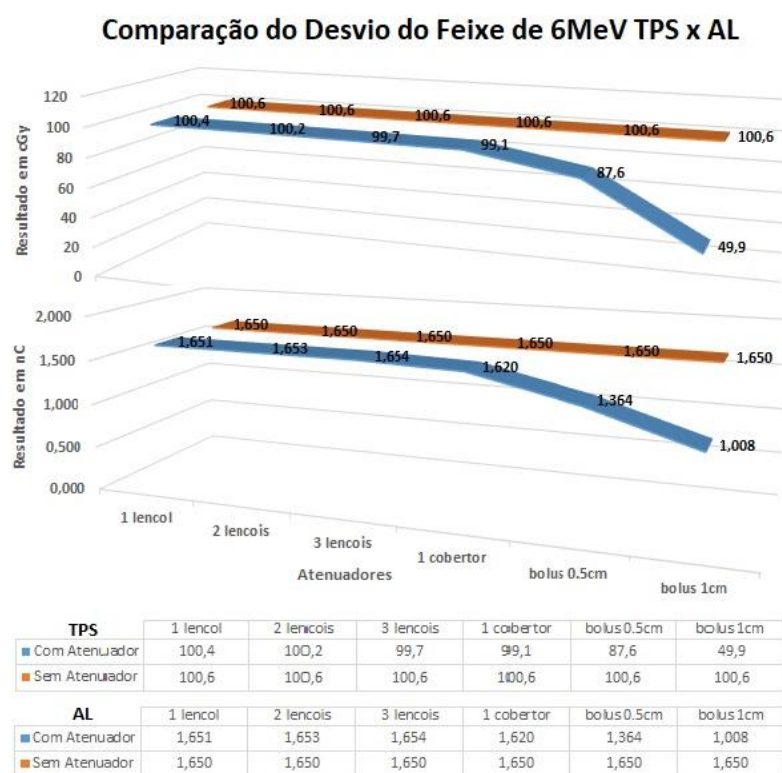
6.2 Elétrons

As medidas realizadas para o feixe de elétrons resultaram em desvios pouco expressivos para o caso de 01 a 03 lençóis, onde o desvio máximo foi de 0,89%, na energia de 6MeV e para as energias de 9MeV o desvio máximo foi de 0,6% e para 12MeV este desvio não ultrapassou 0,2%. O que nos diz que se fosse colocado até 3 lençóis sobre um paciente em tratamento em radioterapia com feixe de elétrons mais energéticos não diminuiria a eficácia do tratamento, sendo uma opção viável em caso de necessidade, mas para o feixe de 6MeV seu uso deve ser realizado com maior cautela observando que não ultrapasse a quantidade de 2 lençóis sobre o paciente.

Nas medidas realizadas com um cobertor, o desvio chegou a 1,788%, desse modo o uso deve ser desencorajado, principalmente em baixas energias de elétrons, como 6MeV.

Nos casos em que foi utilizado bólus, foi observado um desvio significativo, principalmente para a energia de 6MeV, o que também já era esperado, visto que para elétrons sua principal função é aumentar a dose na superfície, como visto na introdução deste trabalho.

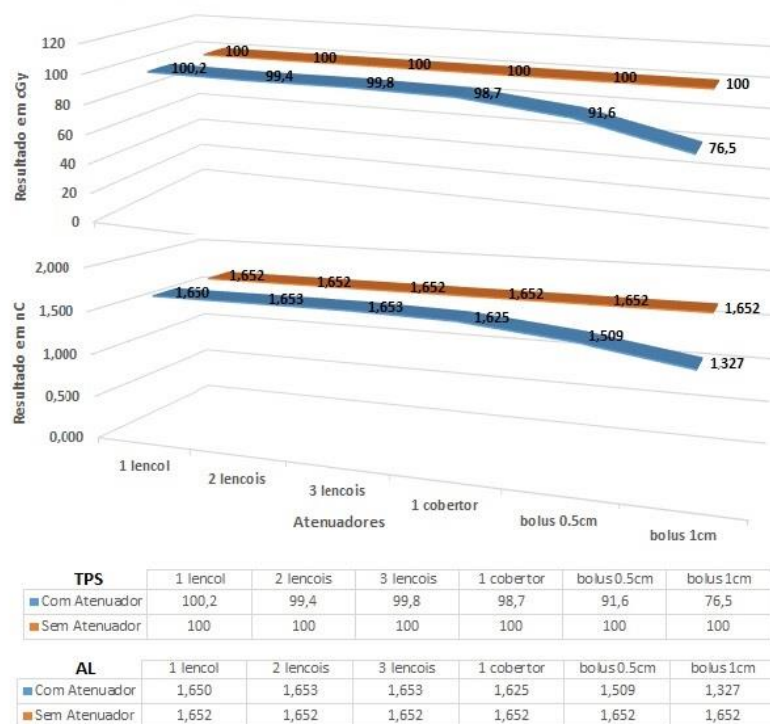
Gráfico 3: Comparação do feixe de 6MeV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.



Fonte: Autor da dissertação.

Gráfico 4: Comparação do feixe de 9MeV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.

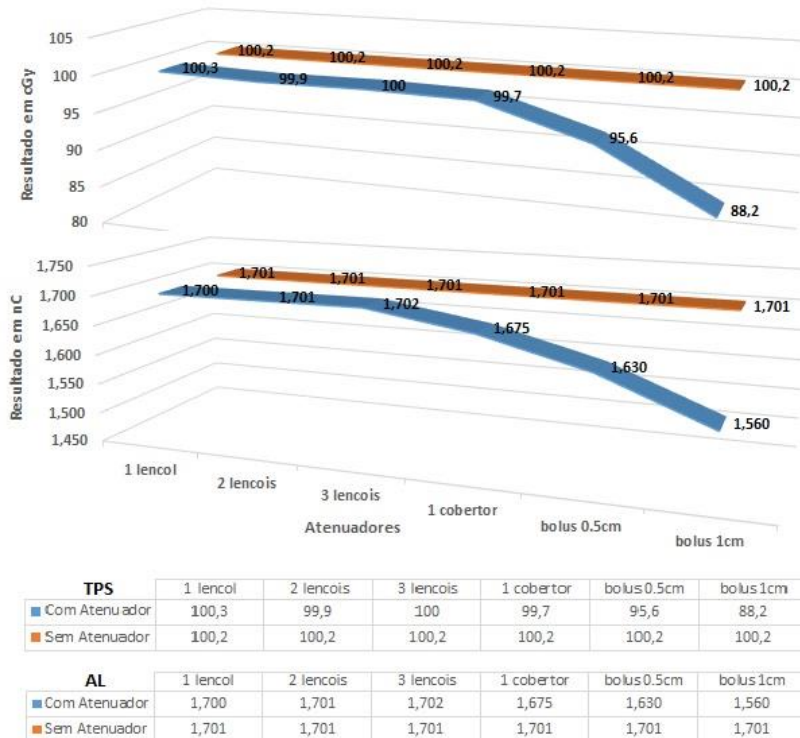
Comparação do Desvio do Feixe de 9MeV TPS x AL



Fonte: Autor da dissertação.

Gráfico 5: Comparação do feixe de 12MeV relacionando seus desvios nas aquisições realizadas no TPS e no AL.

Comparação do Desvio do Feixe de 12MeV TPS x AL



Fonte: Autor da dissertação.

7 CONCLUSÃO

O câncer pode ser tratado de diversas maneiras, entre as quais se encontra a radioterapia, para tal se faz necessário levar em consideração sua localização, seu estadiamento e as condições clínicas do paciente. Para que o tratamento de radioterapia seja eficaz é necessário procedimentos para garantir a qualidade e assegurar que a dose de energia absorvida de radiação ionizante prescrita está sendo realmente administrada ao alvo de interesse. Para isso todos os materiais que estão entre o feixe e o paciente que podem interferir na entrega da dose, seja gerando atenuação não esperada, ou mesmo agindo como efeito bólus, devem ser contabilizados. O impacto dosimétrico destes dispositivos externos ao paciente é uma combinação complexa de aumento da dose na pele, redução da dose no tumor e alteração da distribuição da dose na área de tratamento.

Os pacientes durante o tratamento de radioterapia normalmente ficam com a área a ser tratada despida, para que se possa visualizar as marcas de referência de posicionamento, e com o mínimo de roupa possível, para não interferir no posicionamento do mesmo, e se a temperatura da sala estiver em condições de causar frio, os pacientes podem sair da posição planejada causando interrupções ou desvio da dose programada. Sendo assim, cobri-los diminuiria estes desvios sem causar perda na eficácia da dose recebida.

Logo, levando em consideração a ICRU-83 (2010) e o Programa de Qualidade de Radioterapia do INCA (2001), que consideram que as incertezas totais aceitáveis em um tratamento de radioterapia devem estar em 5%, sendo considerado como incertezas totais o posicionamento do paciente, mecânica do equipamento, dosimetria, técnicas de gerenciamento de movimento, erros de transferência de imagem da TC e simulador para a unidade de tratamento e fatores humanos^{34, 35} e se considerarmos 10% deste valor como uma influência tolerável do feixe clínico, pode-se concluir que para as energias de fótons o uso de até 3 lençóis ou 1 cobertor não geram influência a ponto de interferir significativamente na dose recebida na área de tratamento, pois sua influência no feixe clínico chega ao máximo de 0,17%, sendo, então, seguro cobrir os pacientes e tornando o tratamento mais confortável. Para os feixes de elétrons mais energéticos (acima de 9MeV), o uso de até 3 lençóis também não alteram significativamente a dose recebida na área

de tratamento, pois sua influência no feixe clínico alcança o máximo de 0,6%. E para o feixe de elétrons de 6MeV observa-se que o uso de até 2 lençóis é seguro, pois a influência do feixe fica em 0,4%, atentando-se a não ultrapassar esta quantidade para não obter desvios maiores na dose ministrada. Já para cobertores no feixe de elétrons estes desvios podem chegar próximo a 2%, sendo impraticável sua utilização sem causar desvios significativos.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Instituto Nacional de Câncer (INCA) (org.). **Estimativa 2020**: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2019. 122 p. Disponível em: <[Estimativa_2020.indd \(inca.gov.br\)](#)>. Acesso em: 21 jul. 2021.
- 2 Instituto Nacional de Câncer (INCA) (org.). **ABC do Câncer**: abordagens básicas para o controle do câncer. 6. ed. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2020. 114 p. Disponível em: <[livro_abc_6ed_0.pdf \(inca.gov.br\)](#)>. Acesso em: 21 jul. 2021.
- 3 Instituto Nacional de Câncer (INCA) (org.). **Atualização para Técnicos em Radioterapia**. 2. ed. Rio de Janeiro: Coordenação de Educação (Cedc), 2010. 100 p. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/atualizacao_para_tecnicos_em_r>. Acesso em: 20 out. 2020.
- 4 FURNARI, L. Controle de qualidade em radioterapia. **Revista Brasileira de Física Médica**, [S. l.], v. 3, n. 1, p. 77–90, 2015. DOI:10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p77-90
- 5 KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **Khan's the physics of radiation therapy**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- 6 AUSTRIA, E. B. PODGORSK. (ed.). **Radiation oncology physics**: a handbook for teachers and students. 2. ed. Viena: International Atomic Energy Agency, 2005. 696 p. Disponível em: <<http://www.iaea.org/books>>. Acesso em: 20 out. 2020
- 7 SCAFF, Luiz. **Física na Radioterapia**: a base analógica de uma era digital. São Paulo: Editora Projeto Saber, 2010. 2 v.
- 8 Instituto Nacional de Câncer (INCA) (org.). **Manual Para Técnicos em Radioterapia**: programa de qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2000. 48 p. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//pqrt_man_tec_rdtrp.pdf>. Acesso em: 20 out. 2020.
- 9 OLCH, Arthur J. *et al.* Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176. **Medical Physics**. Eua. jun. 2014.

Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1118/1.4876299>>.

Acesso em: 24 out. 2020.

10 HALM, E. Amiel *et al.* Influence des masques thermoformés de contention sur la dose à la peau en radiothérapie des tumeurs des voies aérodigestives supérieures. **Cancer/Radiothérapie**, [S.L.], v. 6, n. 5, p. 310-319, set. 2002. Elsevier BV. <[http://dx.doi.org/10.1016/s1278-3218\(02\)00206-8](http://dx.doi.org/10.1016/s1278-3218(02)00206-8)>.

11 HADLEY, Scott W.; KELLY, Robin; LAM, Kwok. Effects of immobilization mask material on surface dose. **Journal Of Applied Clinical Medical Physics**, [S.L.], v. 6, n. 1, p. 1-7, 17 mar. 2005. Wiley. <<http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v6i1.1957>>.

12 CHEN, Li *et al.* Dosimetric Effects of Head and Neck Immobilization Devices on Multi-field Intensity Modulated Radiation Therapy for Nasopharyngeal Carcinoma. **Journal Of Cancer**, [S.L.], v. 9, n. 14, p. 2443-2450, 01 maio 2018. Ivyspring International Publisher. <<http://dx.doi.org/10.7150/jca.24887>>.

13 LEE, Nancy *et al.* Skin toxicity due to intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck carcinoma. **International Journal Of Radiation Oncology*Biography*Physics**, [S.L.], v. 53, n. 3, p. 630-637, 1 jul. 2002. Elsevier BV. <[http://dx.doi.org/10.1016/s0360-3016\(02\)02756-6](http://dx.doi.org/10.1016/s0360-3016(02)02756-6)>

14 JOHNSON, M. W.; GRIGGS, M. A.; SHARMA, S. C.. A Comparison Of Surface Doses For Two Immobilizing Systems. **Medical Dosimetry**. Eua, p. 191-194. set. 1995. Disponível em: <[https://www.meddos.org/article/0958-3947\(95\)00021-N/pdf](https://www.meddos.org/article/0958-3947(95)00021-N/pdf)>. Acesso em: 24 out. 2020.

15 BUTSON, Martin J *et al.* Variations in skin dose associated with linac bed material at 6 MV x-ray energy. **Physics In Medicine And Biology**, [S.L.], v. 47, n. 1, p. 25-30, 19 dez. 2001. IOP Publishing. <<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/47/1/404>>.

16 MIHAYLOV, Ivaylo B.; BZDUSEK, Karl; KAUS, Michael. Carbon fiber couch effects on skin dose for volumetric modulated arcs. **Medical Physics**, [S.L.], v. 38, n. 5, p. 2419-2423, 27 abr. 2011. Wiley. <<http://dx.doi.org/10.1118/1.3576106>>.

17 SEPPÄLÄ, Jan K.H.; KULMALA, Jarmo A.J.. Increased beam attenuation and surface dose by different couch inserts of treatment tables used in megavoltage

radiotherapy. **Journal Of Applied Clinical Medical Physics**, [S.L.], v. 12, n. 4, p. 15-23, 15 nov. 2011. Wiley. <<http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v12i4.3554>>.

18 CHAN, Maria F. *et al.* Confirmation of Skin Doses Resulting from Bolus Effect of Intervening Alpha-cradle and Carbon Fiber Couch in Radiotherapy. **Technology In Cancer Research & Treatment**, [S.L.], v. 11, n. 6, p. 571-581, dez. 2012. SAGE Publications. <<http://dx.doi.org/10.7785/tcrt.2012.500269>>.

19 LEE, Kuo-Wei *et al.* Skin Dose Impact from Vacuum Immobilization Device and Carbon Fiber Couch in Intensity Modulated Radiation Therapy for Prostate Cancer. **Medical Dosimetry**, [S.L.], v. 34, n. 3, p. 228-232, 23 set. 2009. Elsevier BV. <<http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2008.10.001>>.

20 CONNOR, Michael *et al.* Radiation dermatitis caused by a bolus effect from an abdominal compression device. **Medical Dosimetry**, [S.L.], v. 41, n. 3, p. 221-224, 29 fev. 2016. Elsevier BV. <<http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2016.02.003>>.

21 BUTSON, Martin J; CHEUNG, Tsang; YU, Peter K N; METCALFE, Peter. Measurement of skin dose variations produced by a silicon-based protective dressing in radiotherapy. **Physics In Medicine And Biology**, [S.L.], v. 47, n. 11, p. 145-151, 21 maio 2002. IOP Publishing. <<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/47/11/402>>.

22 STEINMAN, James P.; HOPKINS, Shane L.; WANG, Iris Z.. Dosimetric perturbation from cloth and paper gowns for total skin electron irradiation. **Journal Of Applied Clinical Medical Physics**, [S.L.], v. 14, n. 4, p. 272-277, 8 jul. 2013. Wiley. <<http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v14i4.4045>>.

23 SUN NUCLEAR: A MIRION MEDICAL COMPANY. **IMRT Thorax Phantom**: model 002flc. 2018. Disponível em: <<https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/imrt-thorax-phantom/>>. Acesso em: 5 mar. 2022

24 IMRT SOLUTIONS (Usa). **IMRT Thorax Phantom**: model 002flc. Virginia: Sun Nuclear: A Mirion Medical Company, 2013. 2 p.

25 PTW THE DOSIMETRY COMPANY. **RW3 Slab Phantom**. c2022. Disponível em: <<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab-phantom/>>. Acesso em: 5 mar. 2022.

26 PTW THE DOSIMETRY COMPANY. **Radiation Medicine QA Solutions**. Germany: Ptw, 2019. 128 p. P. 23. Disponível em: <<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab-phantom/?type=3451&downloadfile=1816&cHash=eee7c204867204d923df30cd74c22616>>. Acesso em: 5 mar. 2022.

27 IBA DOSIMETRY. **Detectors For Relative and Absolute Dosimetry**: ionization chambers and diode detectors. Bartlett: Iba, 2018. 10 p. Disponível em: <https://www.ibadosimetry.com/fileadmin/user_upload/products/02_radiation_therapy/Detectors/Detectors-RD--AD_Rev.3_0718_E.pdf>. Acesso em: 5 mar. 2022.

28 IBA DOSIMETRY. **FC65-G / FC65-P - Standard reference chambers**. c2022. Disponível em: <<https://www.iba-dosimetry.com/product/fc65-g-fc65-p-ionization-chambers/>>. Acesso em: 5 mar. 2022.

29 IBA DOSIMETRY. **PPC05 Plane Parallel Chamber**. c2022. Disponível em: <<https://www.iba-dosimetry.com/product/ppc05-plane-parallel-chamber>>. Acesso em: 5 mar. 2022.

30 SOARES, Wanessa Danielle Barbosa. **A Evolução e a Importância da Tomografia Computadorizada na Odontologia**. 2016. Disponível em: <<https://www.nucleodoconhecimento.com.br/saude/evolucao-e-a-importancia>>. Acesso em: 24 maio 2022.

31 BIASOLI JUNIOR, Antônio. **Técnicas Radiográficas: princípios físicos, anatomia básica, posicionamento**. Rio de Janeiro: Rubio, 2006. 513 p.

32 PORTAL DA EDUCAÇÃO. **Componentes dos Aparelhos de Tomografia Computadorizada**. 2022. Disponível em: <<https://blog.portaleducacao.com.br/componentes-dos-aparelhos-de-tomografia-computadorizada/>>. Acesso em: 3 abr. 2022.

33 VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide**. 2. ed. Finlândia: Medical Device, 2019. 340 p. Disponível em: <<https://hdxst.space/wp-content/uploads/2020/03/Eclipse-16.0-Photon-and-Electron-Algorithms-Reference-Guide.pdf>>. Acesso em: 01 ago. 2022.

34 ICRU. **Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)**. *Journal Of The ICRU*. ICRU-83. Oxford, p. 1-94. 17 set. 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1093/jicru/ndq002>> Acesso em: 02 set. 2022.

35 FILHO, Eugenio Del Vigna; FERREIRA, Maria Lúcia. Inca (org.). **Temas Físicos**. In: RIO DE JANEIRO. Inca. Ministério da Saúde (org.). **Programa de Qualidade em Radioterapia: 1º seminário em radioterapia**. Angra dos Reis: Ministério da Saúde, 2001. Cap. 5. p. 177-245. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/seminario-radioterapia-capitulo-cinco-temas-fisicos.pdf>> . Acesso em: 02 set. 2022.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone (11) 2810-1570 ou (11) 2810-1572
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://mprofissional.ipen.br>

O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento Econômico do Governo do Estado de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações (MCTI) do Governo Federal.