

Bianca de Oliveira Gomes

**MEDIDAS DOSIMÉTRICAS NA ORTOVOLTAGEM E
COMPARAÇÃO DE PERFIL DE DOSE EM
RADIOTERAPIAS SUPERFICIAIS**

Botucatu

2025

Bianca de Oliveira Gomes

**MEDIDAS DOSIMÉTRICAS NA ORTOVOLTAGEM E
COMPARAÇÃO DE PERFIL DE DOSE EM RADIOTERAPIAS
SUPERFICIAIS**

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP
Curso de Física Médica

Orientador: Marco Antonio Rodrigues Fernandes

Botucatu
2025

G633m Gomes, Bianca de Oliveira
Medidas dosimétricas na ortovoltagem e comparação de perfil de dose em radioterapias superficiais / Bianca de Oliveira Gomes. -- Botucatu, 2025
41 p. : il., fotos

Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Instituto de Biociências, Botucatu
Orientador: Marco Antonio Rodrigues Fernandes

1. Radiação Dosimetria. 2. Ortovoltagem. 3. Radioterapia Superficial. I. Título.

Trabalho de Conclusão de Curso intitulado **MEDIDAS DOSIMÉTRICAS NA ORTOVOLTAGEM E COMPARAÇÃO DE PERFIL DE DOSE EM RADIOTERAPIAS SUPERFICIAIS**, de autoria de Bianca de Oliveira Gomes, aprovado pela banca examinadora abaixo:

Prof. Dr. Marco Antonio Fernandes Rodrigues – Orientador

M.e. Lucas Francisco Carmello Guimarães – Membro da banca

Dra. Rafaela Ferraz de Camargo – Membro da banca

Dedico este trabalho à Bianca do passado que estava se sentindo confusa e desmotivada em relação à vida profissional.

Agradecimentos

Agradeço ao Professor Marco Antonio Fernandes por ter guiado este trabalho.

Agradeço à equipe do Instituto de Oncologia e Radioterapia de Guarulhos (IOG), em especial à Dr. Silvia Mauro, ao Físico Dr. Glauco Veneziani, ao tecnólogo Leonardo Reis. Obrigada, Dra. Silvia, por ter disponibilizado o serviço para minhas medidas e pelas boas conversas. Obrigada, Glauco, pelas sugestões de documentos e materiais de estudo para o entendimento das medidas, pelos materiais emprestados e pela didática ao sanar minhas dúvidas sobre a dosimetria. Obrigada, Leo, pela paciência e pelo bom humor ao explicar sobre o funcionamento do serviço e sobre uso do aparelho e dos acessórios.

Agradeço também aos meus pais, Erika e Marco, por todo o apoio incondicional ao longo da minha vida, por sempre acreditarem no meu potencial, por serem ótimos ouvintes e me incentivarem de maneira leve e sem cobranças, mas sempre com posicionamentos necessários. Também, à Ciça, minha mãe de Botucatu, pelo companheirismo na cidade.

Por fim, agradeço ao meu namorado - e eterno professor - Dr. Rodrigo Giarola, por ter feito eu me apaixonar pela Física Médica, por ter me conduzido durante à graduação e por ter me ajudado a me descobrir na área da Radioterapia. Obrigada por ter sido o melhor professor que tive dentro e fora da faculdade, obrigada por todas as noites de explicação sobre a física por trás da radiação e por suas ações no tecido biológico. Obrigada por me acalmar e me incentivar em todas as vezes que pensava em desistir do curso.

Resumo

A radiação ionizante é definida como energia em trânsito capaz de ionizar a matéria com a qual interage. No contexto biológico, é capaz de matar células, o que torna seu uso relevante na medicina. A área da radioterapia (RT) se utiliza disso para matar células neoplásicas, que podem estar em tecidos superficiais ou profundos. As lesões superficiais podem ser tratadas com diferentes técnicas de RT, que incluem ortovoltagem, braquiterapia e feixe de elétrons. O presente trabalho visou obter perfis de dose de ortovoltagem e compará-los com os perfis de betaterapia e feixe de elétrons retirados da literatura. Os dados foram obtidos a partir de medidas realizadas no aparelho Stabilipan II da Siemens, com uma câmara de ionização tipo Farmer e um fantoma de água. As medidas foram transformadas em dose absorvida seguindo as instruções do TRS-398. Os resultados mostram que a ortovoltagem apresenta vantagens em relação à betaterapia, devido à maior segurança e facilidade no tratamento; e em relação ao feixe de elétrons, por apresentar menor custo e não-necessidade de acessórios para superficializar a dose.

Palavras-chave: dosimetria; ortovoltagem; radioterapia superficial.

Abstract

Ionizing radiation is defined as energy capable of producing ions when interacting with matter. Because of its ability to kill cells, it can be used for tumor treatment, as in Radiotherapy (RT). Superficial lesions can be treated using brachytherapy, orthovoltage or electron beams. This study aimed to determine the dose deposition profile of orthovoltage beams and to compare it with other superficial treatments modalities. Measurements were performed on the Stabilipan II, a Siemens orthovoltage unit, using a Farmer-type ionization chamber and a water phantom. Dose values were obtained by following the TRS-398 formalism. The results show some orthovoltage advantages compared to beta therapy (greater safety and practicality) and electron beams (lower cost and no need for accessories to increase surface dose).

Keywords: dosimetry; orthovoltage; superficial radiotherapy.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Distribuição da energia depositada em função da profundidade de um feixe de prótons, configurando o pico de Bragg	12
Figura 2 – Faixas de predominância, em energia e em número atômico, dos três tipos de interação de fótons com a matéria	13
Figura 3 – (a) Aparelho antigo de ortovoltagem; (b) Aparelho de Cobalto-60; (c) Acelerador Linear moderno	15
Figura 4 – Aparelho moderno de ortovoltagem	15
Figura 5 – (a) Fonte de braquiterapia emissora de radiação beta, armazenada na caixa; (b) Detalhe da fonte. Aqui é possível ver que há um disco de acrílico que blinda parte da radiação que incidiria na mão do profissional	16
Figura 6 – Aparelho de braquiterapia intracavitária	16
Figura 7 – (a) Vista geral do aparelho Stabilipan II Siemens com cone acoplado; (b) Vista lateral do tubo de raios X e cone acoplado; (c) Vista frontal do aparelho sem cone	21
Figura 8 – (a), (b), (c) e (d) Alguns dos modelos de aplicadores disponíveis para o aparelho Stabilipan II	22
Figura 9 – (a) Central de comando do Stabilipan II, onde é possível alterar a energia e o tempo de exposição; (b) Detalhe das energias disponíveis para tratamento	23
Figura 10 – Caixa de armazenamento dos diferentes filtros do Stabilipan II	23
Figura 11 – (a) Fantoma de água da Oxygen visto de lado; (b) Câmara PTW tipo Farmer submersa na água do fantoma	24
Figura 12 – (a) Eletômetro físico com a câmara conectada; (b) Interface no computador durante a medição, exibindo os valores de carga e corrente detectados pelo aparelho	25
Figura 13 – (a) Cone de 15 cm x 10 cm x 40 cm visto de frente; (b) Cone visto pela parte inferior; (c) Detalhe das informações de tamanho	26
Figura 14 – (a) Filtro de Alumínio (vista superior); (b) Filtro de Cobre (vista superior); (c) Filtro de Alumínio (vista frontal); (d) Filtro de Cobre (vista frontal)	27
Figura 15 – Micrômetro manual usado para controlar a profundidade da câmara	28
Figura 16 – Posição vertical “zero” da câmara, o cone aplicador não está na posição de medida	28
Figura 17 – Fantoma de água visto por trás, com a régua utilizada para medir o deslocamento horizontal	29
Figura 18 – (a) Visão mais ampla do posicionamento do cone em relação ao fantoma; (b) Detalhe aproximado da centralização do cone com a câmara na posição “zero” horizontal	29

Figura 19 – (a) Vista lateral do fantoma, mostrando a distância do cone à superfície da água; (b) e (c) Detalhe do posicionamento	30
Figura 20 – Esquema do deslocamento vertical para as energias de 80 kV (à esquerda) e 120 kV (à direita)	31
Figura 21 – Esquema do deslocamento horizontal para ambas as energias	32
Figura 22 – (a) Gráfico de PDP para feixe de 80 kV, com filtro adicional de 2 mmAl e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm; (b) Gráfico de taxa de dose para feixe de 80 kV, com filtro adicional de 2 mmAl e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm	33
Figura 23 – (a) Gráfico de PDP para feixe de 120 kV, com filtro adicional de 0,2 mmCu e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm; (b) Gráfico de taxa de dose para feixe de 120 kV, com filtro adicional de 0,2 mmCu e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm	34
Figura 24 – Comparação da curva de PDP para 80 kV e 120 kV	35
Figura 25 – Perfil lateral de dose para feixe de 80 kV, com filtro adicional de 2 mmAl e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm	36
Figura 26 – Perfil lateral de dose para feixe de 120 kV, com filtro adicional de 0,2 mmCu e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm	36
Figura 27 – Comparação do perfil lateral para 80 kV e 120 kV	37
Figura 28 – Curvas de PDP de feixes de elétrons de diferentes energias	38
Figura 29 – Curva de PDP de uma fonte de betaterapia de Sr-90 de 2 cm x 2 cm	39

Sumário

Sumário	8
1 INTRODUÇÃO	10
1.1 Radiação ionizante	10
1.2 Física das radiações e efeitos biológicos	11
1.3 Uso na medicina: a Radioterapia	13
1.4 Dosimetria	17
2 OBJETIVOS	19
3 METODOLOGIA	20
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	33
4.1 Resultados das medidas experimentais	33
4.2 Comparação entre os perfis de dose	38
5 CONCLUSÃO	40

REFERÊNCIAS	41
------------------------------	-----------

1 Introdução

1.1 Radiação ionizante

Em 8 de novembro de 1895, na Alemanha, Wilhelm Conrad Roentgen, durante seus estudos sobre raios catódicos produzidos nos tubos de Crookes, descobriu um tipo de radiação que lhe permitiu fazer uma imagem dos ossos da mão de sua mulher, Bertha, através de sua pele. Sem saber do que se tratava, Roentgen chamou-a de raio X. Essa descoberta deu origem a uma nova era dentro da medicina diagnóstica (LOPES, 2007).

Pouco tempo depois, em fevereiro de 1896, na França, Henri Becquerel notou que sais de urânio tinham a capacidade de impressionar chapas fotográficas, concluindo que esses sais emitiam naturalmente algum tipo de radiação. Essa radiação, chamada durante alguns anos de raios de Becquerel, causava ionização em gases, assim como os raios X; mas, ao contrário destes, era defletida por campo magnético, indicando que, naquele caso específico, não era uma radiação eletromagnética. Deste modo, Becquerel descobriu a radioatividade natural (LOPES, 2007).

Ainda na França, no final de 1897, Marie Sklodowska-Curie iniciou um estudo sobre os chamados “raios de Becquerel” e, junto com seu marido, Pierre Curie, procurou outros materiais que tivessem essa mesma propriedade, os quais ela chamou de radioelementos. Em 1898, Marie Curie descobriu dois novos elementos ao separar quimicamente um mineral de urânio chamado pechblenda. O primeiro elemento descoberto era 400 vezes mais radioativo do que o urânio e foi batizado pela Curie de polônio em homenagem ao seu país de origem. O segundo elemento foi o rádio - e é de onde vem o nome “radiação”. Além de colaborar com as novas descobertas, Curie também foi a pioneira no uso desses elementos para o tratamento de câncer (LOPES, 2007).

Durante os anos que se seguiram, Niels Bohr e Ernest Rutherford aprofundaram o conhecimento que se tinha até então sobre a estrutura atômica e nuclear. Com a identificação das partículas nucleares, foi possível avançar no estudo da radioatividade. Em 1934, a filha do casal Curie, Irène Curie, e seu marido, Frédéric Joliot, produziram, pela primeira vez, um elemento radioativo em laboratório ao bombardear alumínio, um elemento estável, com partículas alfa provenientes do decaimento do polônio. Esse novo elemento era um isótopo de fósforo, o fósforo-30, e emitia pósitrons (SATO, 2024; LOPES, 2007).

Essas três importantes evoluções da ciência — a descoberta do Raio X, a descoberta da radioatividade natural e a produção artificial de elementos radioativos — bem como outros estudos que seguiram a partir delas, marcam a evolução da radioterapia ao longo dos séculos XIX e XX (LOPES, 2007).

Hoje em dia sabe-se muito bem o que é a radiação X descoberta por Roentgen e o que são os raios de Becquerel, bem como o motivo de eles interagirem com campos magnéticos em contraste com os raios X. Apesar de características e origens diferentes, eles recebem o mesmo

nome: radiação ionizante.

Radiação é definida como energia em trânsito. Radiação ionizante é o nome dado para a energia em trânsito capaz de ionizar — ou seja, criar íons — no meio com o qual ela interage. Ela pode ser de natureza eletromagnética (a mesma que a luz visível), como o raio X e a radiação gama; ou pode ser corpuscular, como é o caso da radiação descoberta por Becquerel que interage com campos magnéticos e dos nêutrons.

As radiações ionizantes corpusculares são partículas nucleares e podem ou não ter carga. Elas ocorrem naturalmente em núcleos pesados desbalanceados que, na tentativa de ficarem estáveis, expõem partículas nucleares (pósitrons, elétrons, prótons ou até nêutrons) ou um grupo delas, como partículas alfa (grupo de 2 prótons e 2 nêutrons). Também podem ser criadas artificialmente, como o feixe de elétrons, gerado por aparelhos como os Aceleradores Lineares (ALs), ou o feixe de prótons, produzido por ciclotrons e síncrotrons. Quando elas têm carga, podem ser defletidas por campos magnéticos e são chamadas de radiação diretamente ionizante.

Já o raio X é uma radiação ionizante produzida artificialmente ao acelerar elétrons e fazê-los colidir em um alvo metálico. A interação dos elétrons com as moléculas do alvo resulta, entre outras formas de energia, na emissão do raio X, uma radiação eletromagnética de pequeno comprimento de onda e alto poder de penetração. O raio gama, apesar de também ser uma radiação eletromagnética, é originado de núcleos atômicos instáveis que, após transformações nucleares, liberam seu excesso de energia na forma de radiação ionizante. Eles também são chamados de fótons e são radiações indiretamente ionizantes.

1.2 Física das radiações e efeitos biológicos

Ao interagir com a matéria, ambas as radiações eletromagnética e corpuscular criam íons. Isso acontece porque elas têm o poder de arrancar elétrons dos átomos da matéria, deixando um átomo ionizado e um elétron livre ou acelerado. Algumas vezes, porém, ao invés de arrancar o elétron, a radiação dá parte de sua energia a ele, deixando o átomo excitado. Ambos os processos são maneiras da radiação ionizante depositar energia na matéria. No contexto biológico, essa deposição de energia no tecido é entendida como dose absorvida.

Diferentes tipos de radiação cedem sua energia de diferentes maneiras e intensidades, o que afeta diretamente o resultado físico e biológico dessa interação. Sobre os tipos físicos de interação, podemos classificar as radiações como diretamente ou indiretamente ionizantes.

A radiação diretamente ionizante é formada por partículas carregadas rápidas que interagem com as cargas do meio material através de forças coulombianas, resultando na geração de elétrons secundários e, em alguns casos, produção de radiação indiretamente ionizante. Sua maneira de agir depende de sua massa, sendo subdividida em partículas pesadas e leves. As pesadas são compostas por qualquer íon atômico ou partícula nuclear com carga cuja massa de repouso seja superior à do elétron (511 keV), como prótons e partículas alfa. A perda de energia cinética é pequena em cada interação e contínua: a partícula perde sua energia aos poucos em

sucessivas colisões e choques com os elétrons dos átomos do meio. Por ter uma massa muito superior, sua trajetória não sofre grandes desvios e é praticamente retilínea. Quando a energia cinética tem seu valor próximo ao da energia térmica do meio, a partícula perde bruscamente todo o resto de sua energia, causando uma grande deposição localizada. Esse fenômeno é conhecido como pico de Bragg e é importante em tratamentos de protonterapia (KHAN; GIBBONS, 2014; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

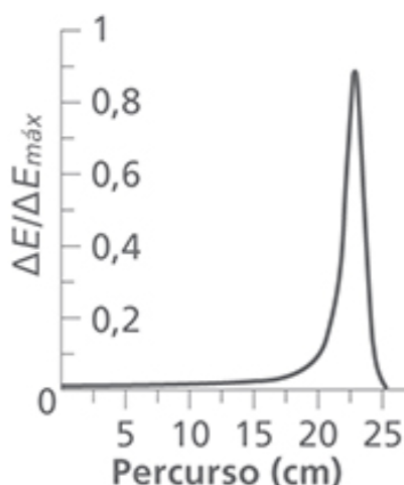


Figura 1 – Distribuição da energia depositada em função da profundidade de um feixe de prótons, configurando o pico de Bragg

Fonte: Okuno & Yoshimura (2010)

A radiação diretamente ionizante formada por partículas leves é composta por elétrons e pósitrons. Assim como as partículas pesadas, a interação se dá por forças coulombianas com os elétrons atômicos, mas, devido a sua pequena massa, as interações resultam em grandes perdas de energia e mudanças bruscas na trajetória. Em consequência, seu alcance é menor em profundidade e é espalhada para todas as direções. Esse comportamento é relevante para interações com meios de baixo número atômico (Z) e menores velocidades. Além das colisões, partículas rápidas interagindo com materiais de alto Z perdem uma parcela significativa de sua energia cinética em forma de raios X ao sofrerem desaceleração (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Já a radiação indiretamente ionizante é formada por entidades sem carga, como nêutrons e fótons. Os nêutrons atuam na força nuclear forte sobre prótons e nêutrons do núcleo atômico, deixando-o instável. Os fótons interagem através de campos eletromagnéticos que atuam sobre as partículas carregadas do meio por três principais processos de deposição de energia e ionização: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares, cujas probabilidades dependem da energia do fóton e do número atômico do meio, conforme mostrado na figura 2. Dizemos que agem de maneira indireta pois a ionização em série é produzida pela partícula carregada que se origina de sua interação com a matéria (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

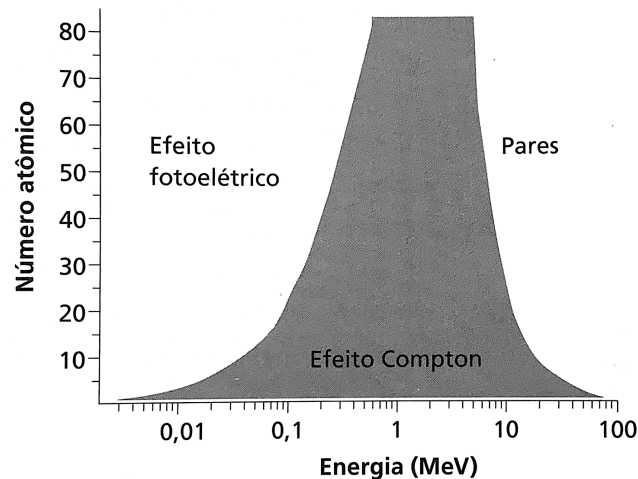


Figura 2 – Faixas de predominância, em energia e em número atômico, dos três tipos de interação de fótons com a matéria

Fonte: Okuno & Yoshimura (2010)

Em um contexto biológico, essas diferentes maneiras de cada tipo de radiação interagir com a matéria geram diferentes resultados nos tecidos.

1.3 Uso na medicina: a Radioterapia

A radioterapia (RT) é uma modalidade médica que utiliza radiações ionizantes, principalmente fótons e elétrons, para o tratamento de diversas doenças, como o câncer, pterígio (crescimento benigno do tecido conjuntivo na superfície ocular), doenças inflamatórias e degenerativas (como osteoartrite e tendinite), distúrbios neurológicos (como neuralgia do trigêmeo e malformações cavernosas), hipertireoidismo, entre outros. Também pode ser utilizada para a prevenção da recidiva de queloides removidos cirurgicamente. Apesar da ampla utilidade, a realidade clínica se baseia nos tratamentos de neoplasias como câncer, principalmente, e queiloide.

Ao interagir com o tecido biológico e criar íons, a radiação é capaz de matar células. As células tumorais são especialmente sensíveis à isso, o que justifica o uso da radiação para o tratamento.

Com o aumento da expectativa de vida da população e o avanço na cura de doenças infecciosas, os diagnósticos de câncer crescem cada vez mais: em 2005, foram diagnosticados mais de 467 mil casos de câncer no país; 10 anos depois, esse número subiu para 586 mil. Atualmente, a estimativa nacional subiu para 704 mil novos casos de câncer por ano. Os tratamentos para a doença incluem cirurgia, quimioterapia, radioterapia, hormonoterapia ou uma junção de duas ou mais técnicas. A escolha depende do local do tumor, das condições do paciente e da infraestrutura disponível para tal. Estima-se que cerca de 50 a 60% dos casos necessitem da radioterapia em alguma etapa do tratamento, o que evidencia a importância da técnica no cenário nacional (Brasil, 2019; Brasil, 2022; CORREA, 2019; SBRT, 2023).

A RT pode ser separada em duas grandes áreas que dizem respeito à proximidade da fonte de radiação com o alvo a ser tratado: teleterapia e braquiterapia.

Na teleterapia, a fonte de radiação está a uma distância que varia de alguns centímetros até alguns metros do paciente. Nesta técnica, entram os aparelhos de telecobaltoterapia, os aceleradores lineares (ALs) e os aparelhos de ortovoltagem.

Até os anos 50, as principais fontes de radiação usadas nessa categoria eram aparelhos de raios X de baixa e média energia, que produziam feixes de até 300 kV, faixa de energia que caracteriza a ortovoltagem. Nesta faixa de energia, os raios X têm pequeno alcance no tecido humano e, portanto, a maior parte da energia é depositada nos primeiros milímetros da pele. Essa característica permite que a técnica seja muito efetiva para tratamentos superficiais, como câncer de pele e queloides. Já para tumores profundos, para que o alvo recebesse a dose necessária, a superfície na qual o campo de radiação entrava recebia uma dose muito alta, o que causava eritemas e radiodermites (SCAFF, 1997; STOCK et al., 2018).

A partir de 1951, começou-se o uso dos aparelhos de cobalto. Eram formados por um cabeçote blindado contendo uma fonte selada com pequena quantidade de cobalto-60 — um radionuclídeo artificial, com meia-vida de 5,26 anos e emissor de, principalmente, radiação gama, com energia média de 1,25 MeV. Durante o tratamento, a fonte era exposta por um tempo calculado até que a dose necessária fosse entregue ao alvo do tratamento. Por entregarem uma energia mais alta, conseguiam depositar uma maior dose em uma maior profundidade, o que permitia melhores resultados no tratamento de tumores profundos.

Logo em seguida, em 1953, os ALs entraram em uso. Eram equipamentos que, assim como os de ortovoltagem, produziam radiação X, mas eram mais complexos. Utilizando tensão variável, ondas de radiofrequência e outros componentes, esse novo aparelho conseguia acelerar os elétrons e produzir radiação X na ordem de MeV. Além da melhora na qualidade de entrega de dose e no desempenho do aparelho, o novo aparelho possibilitava melhor planejamento dos tratamentos e controle de qualidade.

Hoje em dia, devido à obrigatoriedade legal, os ALs têm sistemas de planejamento (TPS - *treatment planning system*). Também, a maior parte dos ALs modernos — e muitos dos implantados atualmente — têm acessórios modeladores de campo que permitem alta precisão na entrega de dose; sistema de imageamento que verifica e garante o bom posicionamento e preparo do paciente; opção de tratamento com feixe de elétrons, que possibilita tratamento de lesões superficiais; entre outras facilidades. Esses avanços dos ALs, a estagnação dos aparelhos de ortovoltagem e dificuldades inerentes das unidades de cobalto-60 culminaram no desuso destes últimos e sua substituição pelos populares ALs ao longo das últimas décadas.

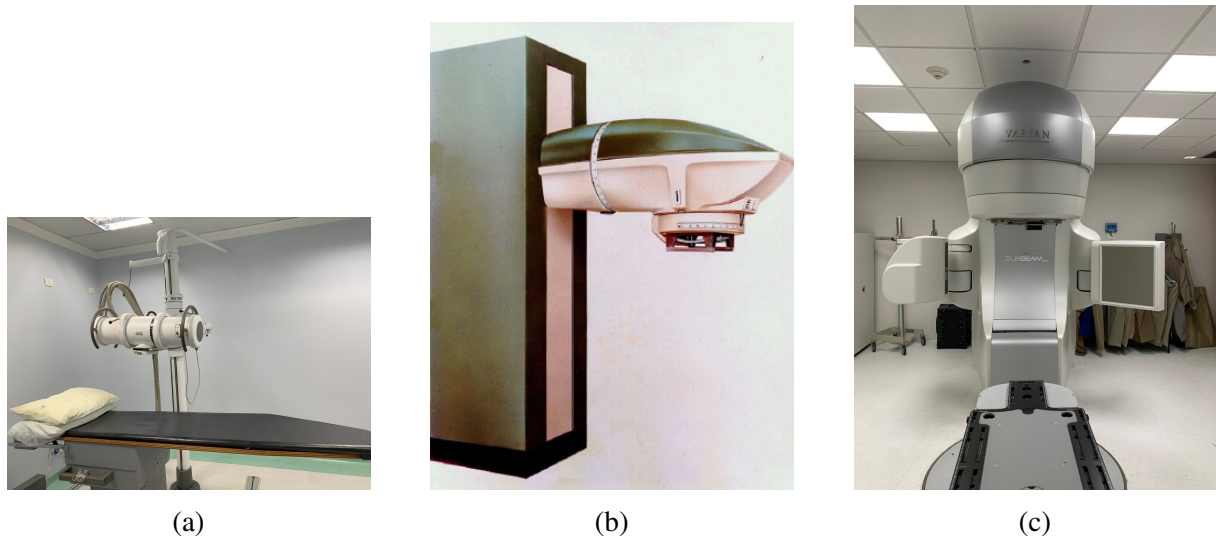


Figura 3 – (a) Aparelho antigo de ortovoltagem; (b) Aparelho de Cobalto-60; (c) Acelerador Linear moderno

Fonte: (a) Acervo pessoal; (b) Brasil (2001); (c) Acervo pessoal

Em contrapartida, nos últimos anos, vêm surgindo novos aparelhos de ortovoltagem, com integração de tecnologias modernas que garantem melhor qualidade do tratamento em comparação aos aparelhos antigos, como associação com TPS e sistemas de imageamento que garantem a qualidade no tratamento de lesões superficiais. Seus pontos positivos em comparação aos ALs são o menor tamanho, necessidade de menor blindagem e reduzido custo de instalação e manutenção. Esses aparelhos começaram a se difundir em alguns países da Europa, no Canadá, na Austrália, entre outros. No Brasil, entretanto, ainda não há aparelhos instalados, apesar de existirem empresas oferecendo o produto.



Figura 4 – Aparelho moderno de ortovoltagem

Fonte: Oncology Oncology Systems (2025)

A outra categoria da RT é a braquiterapia, técnica que utiliza a fonte de radiação em contato (superficial) ou, até mesmo, dentro do tecido alvo (intracavitária, intersticial, entre

outras). Na maior parte dos tratamentos, as fontes são pequenos objetos metálicos feitos de radionuclídeos emissores de radiações beta ou gama. No caso da superficial, é necessário que um profissional habilitado segure e posicione a fonte no local a ser tratado pelo tempo determinado. No caso da inserção da fonte no tecido, existem aparelhos que guiam a fonte até o(s) local(ais) determinado(s) no planejamento, o que dispensa a necessidade de o profissional ficar dentro da sala enquanto a fonte está fora da blindagem, reduzindo sua exposição ocupacional.

A betaterapia é uma parte especial da braquiterapia, a qual é realizada com fontes emissoras de partículas beta, como o caso da fonte da Figura 5.



(a)



(b)

Figura 5 – (a) Fonte de braquiterapia emissora de radiação beta, armazenada na caixa; (b) Detalhe da fonte. Aqui é possível ver que há um disco de acrílico que blinda parte da radiação que incidiria na mão do profissional

Fonte: Acervo pessoal



Figura 6 – Aparelho de braquiterapia intracavitária

Fonte: Varian (2022)

As fontes utilizadas têm radiação de curto alcance e a deposição de dose se dá de maneira localizada, em contraste com as técnicas de megavoltagem da teleterapia.

1.4 Dosimetria

No contexto científico, a dosimetria é a ciência que mede a quantidade de radiação ionizante (energia, em Joules, J) absorvida por uma massa de matéria (em quilogramas, kg), especialmente no contexto de exposição de organismos vivos, como os seres humanos. Na RT, a unidade de medida usada para quantizar essa medida é o Gray (Gy), o qual $1\text{Gy} = 1\text{J/Kg}$.

Apesar de bem consolidada atualmente, o começo do uso da radiação ionizante para o tratamento de neoplasias gerou muitas dúvidas sobre a eficácia do tratamento devido à falta de padronização de aparelhos e técnicas, além da falta de conhecimento claro sobre a ação biológica da radiação. Isso gerou muitos relatos de consequências negativas do procedimento, tais como dermatites, queimaduras, reincidências do tumor e outras sequelas (LOPES, 2007).

O início do século XX foi marcado por descobertas em radiobiologia, com estudos acerca da administração da dose para fins terapêuticos. Em 1918, Friedrich e Krönig mostraram que o efeito de uma dada dose de radiação variava de acordo com o fracionamento dela, ou seja, uma mesma dose total produzia efeitos diferentes quando administrada em frações grandes ou pequenas. Já no século XXI, na década de 30, H. Coutard aprofundou esse fato ao tratar eficientemente um câncer de língua e poupar tecidos sadios adjacentes, dividindo a dose de radiação diariamente ao longo de várias semanas. Em 1944, Strandqvist propôs uma fórmula empírica para a dose total necessária à produção de um dado efeito e o tempo total para a administrar. Finalmente, na década de 80 surgiram estudos e análises de curvas de sobrevivência de células de mamíferos e então pôde-se compreender melhor a influência do fracionamento da dose no tratamento. Assim, nasce o conceito de dose por fração, que começa a ser formulado empiricamente. Ao longo das décadas, estabeleceu-se o fracionamento convencional: dose em porções de 1,8 a 2 Gy por dia, administrada de 5 a 6 vezes por semana, durante 5 a 7 semanas (LOPES, 2007).

Seja qual for o tipo de radioterapia, o processo terapêutico segue a mesma ordem de organização: após receber o diagnóstico, o paciente é atendido pelo médico rádio-oncologista, que avalia o caso e prescreve a dose de radiação e o fracionamento adequados. Em seguida, o paciente é submetido a um exame de imagem — tomografia computadorizada (TC) ou radiografia — que servirá de base para todas as etapas que se seguem; o posicionamento do paciente, decidido nesta etapa e será repetido em todas as frações do tratamento. Nela, o tecnólogo de radioterapia posiciona o paciente, podendo ou não utilizar acessórios de fixação para tal, e realiza a aquisição da imagem. A imagem é carregada no TPS, onde o médico desenha o contorno do tecido alvo do tratamento e dos tecidos sadios adjacentes. Em seguida, o físico médico especialista em radioterapia planeja a distribuição da dose prescrita, visando acertar o alvo enquanto poupa os órgãos saudáveis próximos. Para tal, o físico decide a técnica, o número de campos e os locais

de incidência deles, entre outros fatores (SBRT, 2023).

O TPS é um software que possibilita o intercâmbio de informações entre a imagem, o planejamento e o equipamento de tratamento. É de extrema importância verificar se o aparelho vai, de fato, entregar a dose da maneira que consta no TPS. Para isso, há a etapa de dosimetria e controle de qualidade, na qual o físico simula o tratamento planejado do paciente e mede a dose entregue. Isso pode ser feito utilizando uma câmara de ionização e um objeto simulador do tecido: um fantoma de água ou placas de PMMA, também chamadas de placas de água sólida.

No contexto global atual, com a chegada de modernos aparelhos de ortovoltagem, é de grande interesse clínico o estudo do perfil de deposição energética de feixes de raio X de baixa e média energia. Os estudos existentes acerca da dosimetria da ortovoltagem são de difícil acesso e estão desatualizados. Deste modo, faz-se necessário um novo e completo estudo dos perfis de dose da ortovoltagem, a fim de compará-los com os perfis de outras técnicas de RT superficial. Essa análise permitirá avaliar a melhor técnica de tratamento para cada objetivo clínico e esclarecer a possível necessidade de um aparelho de ortovoltagem nos serviços de radioterapia.

2 Objetivos

O objetivo primário foi realizar uma pesquisa bibliográfica na área da Radioterapia. Também, aprofundar os conhecimentos sobre a interação da radiação com a matéria e suas aplicações. Objetivou-se compreender a rotina do físico médico no ambiente de trabalho. Além do papel importante e complexo do físico médico na RT foi necessário compreender o papel de outros profissionais, como técnicos, tecnólogos, médicos, dosimetristas, enfermeiros, entre outros. O principal objetivo do presente trabalho foi realizar medidas dosimétricas em aparelho de ortovoltagem. Conhecer o perfil de deposição de dose da técnica no tecido biológico, compará-la com o de outras técnicas de RT superficial e compreender a aplicação clínica da ortovoltagem.

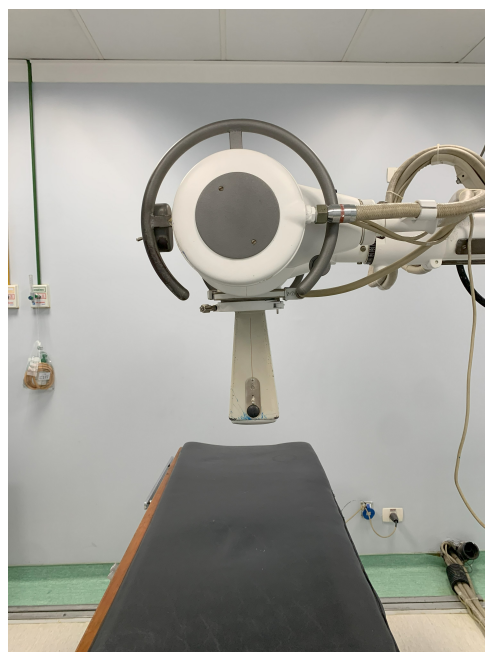
3 Metodologia

Para a compreensão da rotina profissional, foram realizados estágios e visitas em clínica e hospitais: Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad HCFMUSP), A.C. Camargo Cancer Center, Instituto de Oncologia e Radioterapia de Guarulhos (IOG), Hospital Sírio-Libanês, Clínica de Radioterapia Santana, entre outros.

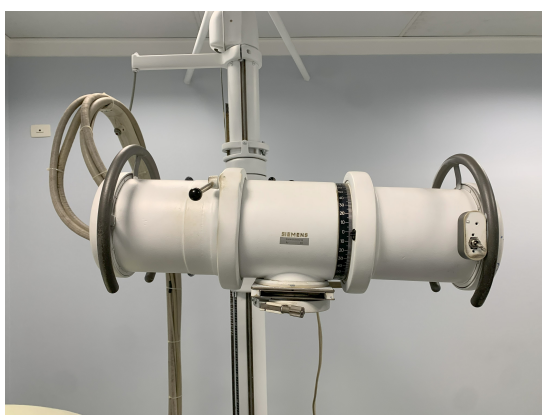
As medições realizadas para a obtenção das curvas de dose de ortovoltagem, foram feitas no aparelho Stabilipan II da marca Siemens, que se encontra em uso no Instituto de Oncologia de Guarulhos (IOG), no estado de São Paulo, e é mostrado em detalhes na Figura 7. O aparelho permite a troca do cone aplicador (Figura 8), existindo a possibilidade de ajustar o tamanho de campo e a distância até a pele do paciente. A energia (60 a 300 kV) e o tempo de exposição do aparelho podem ser alterados na central e comando (Figura 9). Para diferentes energias, há diferentes possibilidades de uso de filtros (Figura 10).



(a)



(b)



(c)

Figura 7 – (a) Vista geral do aparelho Stabilipan II Siemens com cone acoplado; (b) Vista lateral do tubo de raios X e cone acoplado; (c) Vista frontal do aparelho sem cone

Fonte: Acervo pessoal



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 8 – (a), (b), (c) e (d) Alguns dos modelos de aplicadores disponíveis para o aparelho Stabilipan II

Fonte: Acervo pessoal



(a)



(b)

Figura 9 – (a) Central de comando do Stabilipan II, onde é possível alterar a energia e o tempo de exposição; (b) Detalhe das energias disponíveis para tratamento

Fonte: Acervo pessoal

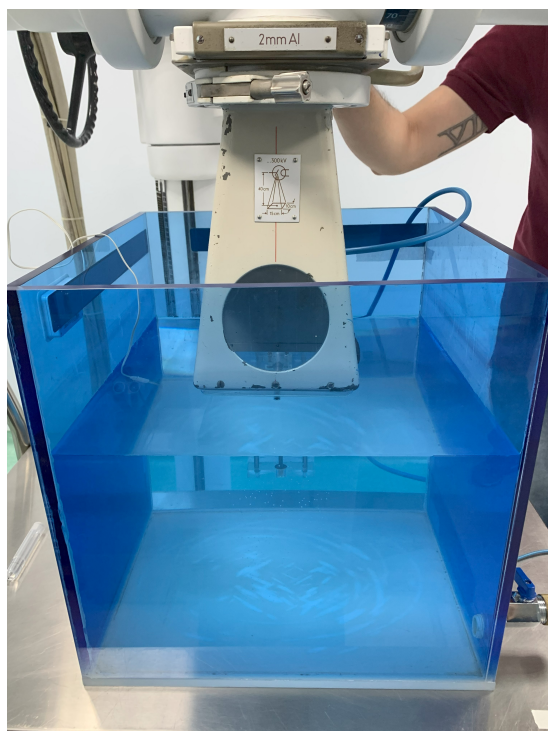


Figura 10 – Caixa de armazenamento dos diferentes filtros do Stabilipan II

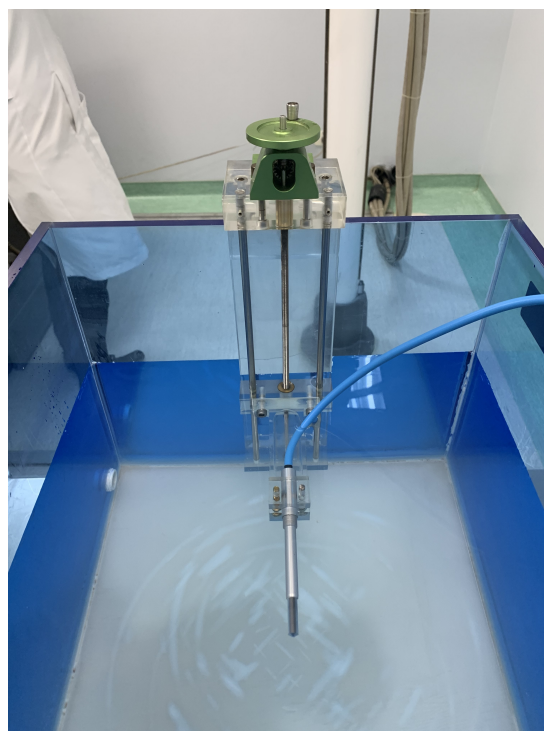
Fonte: Acervo pessoal

Foram utilizados um fantoma de água de da marca Oxigen, modelo OXDOS01-01, com dimensões de 40 cm x 40 cm x 40 cm e uma câmara de ionização da marca PTW, modelo Farmer, ambos mostrados na Figura 11. Também, um eletrômetro (Figura 12), um termômetro e um barômetro.

Todos os aparelhos usados possuem certificado de calibração dentro da validade; a câmara e o eletrômetro foram calibrados juntos.



(a)



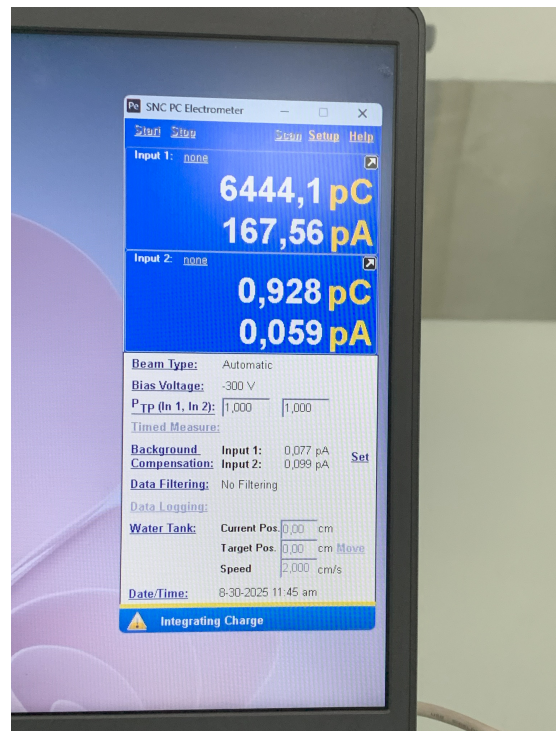
(b)

Figura 11 – (a) Fantoma de água da Oxygen visto de lado; (b) Câmara PTW tipo Farmer submersa na água do fantoma

Fonte: Acervo pessoal



(a)



(b)

Figura 12 – (a) Eletrômetro físico com a câmara conectada; (b) Interface no computador durante a medição, exibindo os valores de carga e corrente detectados pelo aparelho

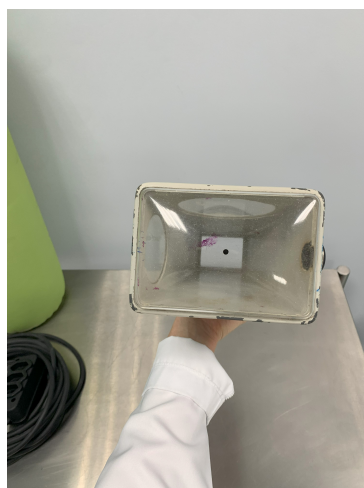
Fonte: Acervo pessoal

O cálculo da estimativa da dose foi feito de acordo com o capítulo 9 do Protocolo TRS-398, documento da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA - *International Atomic Energy Agency*) publicado em 2024, cujo objetivo é padronizar as medidas de dose absorvida em feixes clínicos de radioterapia.

Foram realizadas medidas em água com o aplicador de maior uso na clínica, cujo campo é de 15 cm x 10 cm e a distância da fonte até a superfície é de 40 cm; para as configurações de energia mais usadas: 80 kV com filtro de 2 mm de Al e 120 kV com filtro de 0,2 mm de Cu. O cone e os filtros são mostrados nas Figuras 13 e 14, respectivamente.



(a)



(b)



(c)

Figura 13 – (a) Cone de 15 cm x 10 cm x 40 cm visto de frente; (b) Cone visto pela parte inferior; (c) Detalhe das informações de tamanho

Fonte: Acervo pessoal

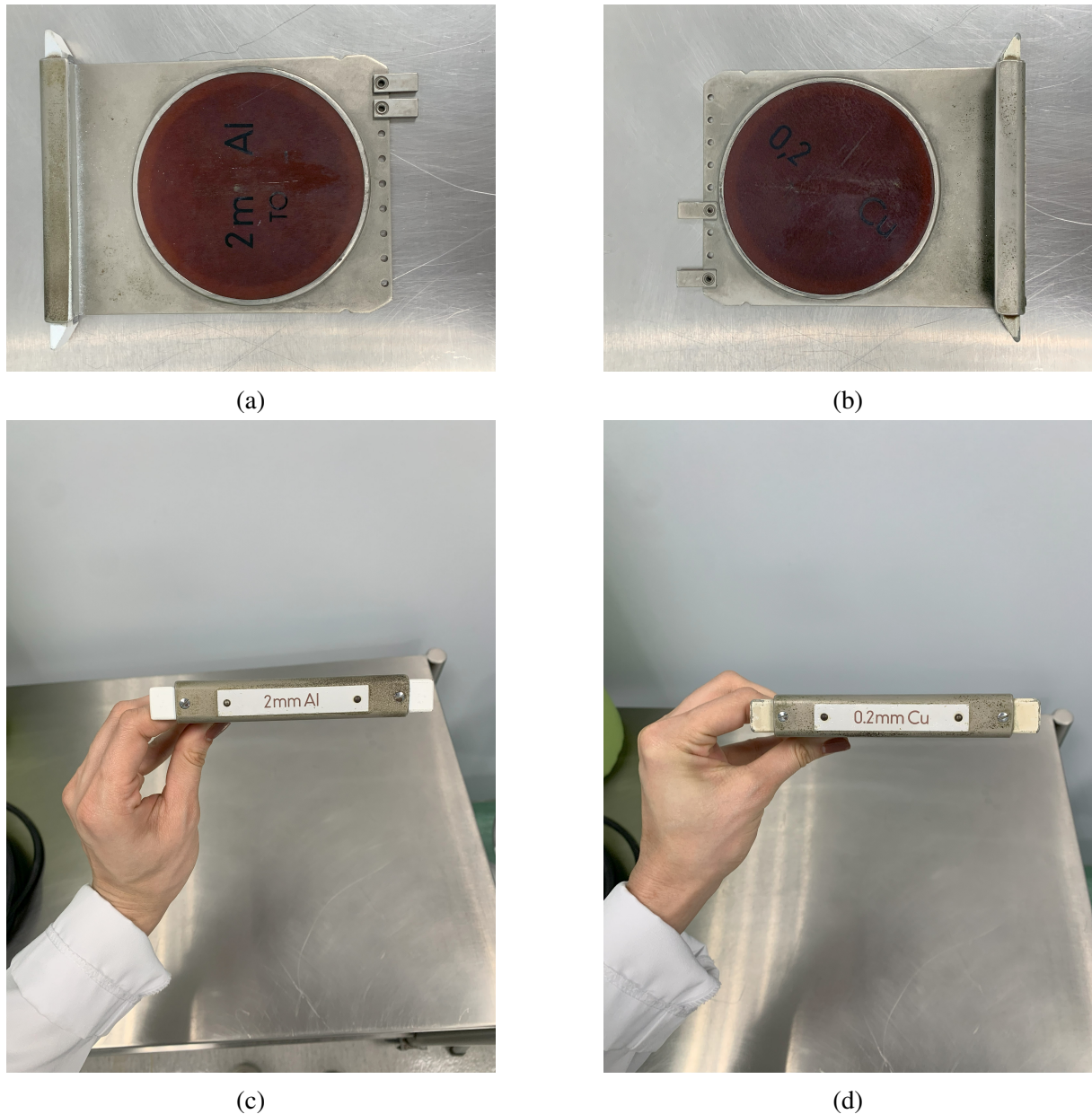


Figura 14 – (a) Filtro de Alumínio (vista superior); (b) Filtro de Cobre (vista superior); (c) Filtro de Alumínio (vista frontal); (d) Filtro de Cobre (vista frontal)

Fonte: Acervo pessoal

O fantoma foi preenchido com 28 cm de água da torneira. A câmara foi colocada em um suporte que a movimentava verticalmente com precisão da ordem de milímetros (Figura 15). Foi posicionada inicialmente na superfície da água, de maneira que metade estivesse dentro e a outra metade fora da água, conforme mostrado na Figura 16. O suporte foi configurado para que a posição representasse a marcação zero vertical. O suporte foi movimentado horizontalmente manualmente, sendo guiado por uma régua metálica posicionada na borda externa de trás do fantoma, conforme mostrado na Figura 17. A marca de zero horizontal foi feita com a câmara no centro do fantoma, conforme a Figura 18. O deslocamento foi marcado como positivo à esquerda e negativo à direita, considerando o tubo visto de frente. Durante as medidas, o cone estava quase

em contato com a água, a uma distância igual ao raio da câmara, como mostrado na Figura 19.



Figura 15 – Micrômetro manual usado para controlar a profundidade da câmara

Fonte: Acervo pessoal

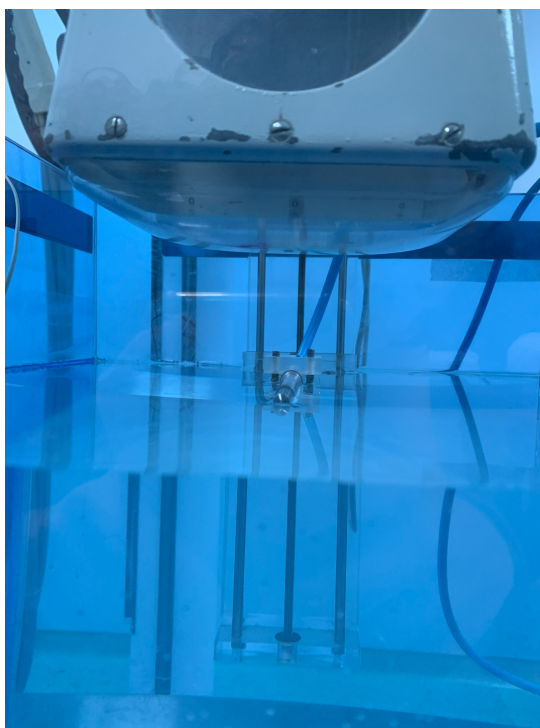


Figura 16 – Posição vertical “zero” da câmara, o cone aplicador não está na posição de medida

Fonte: Acervo pessoal

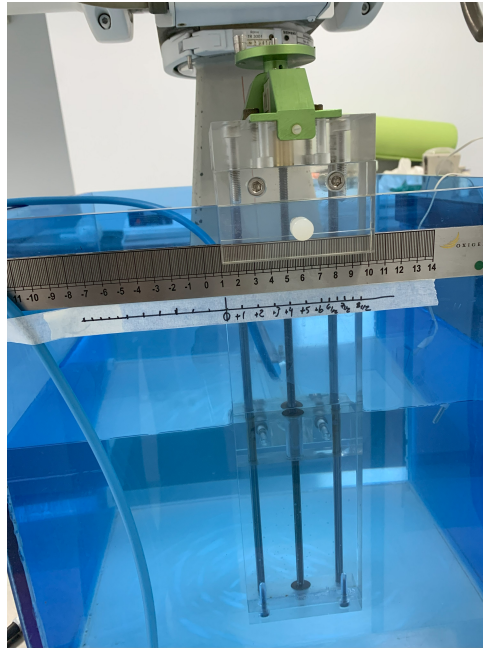
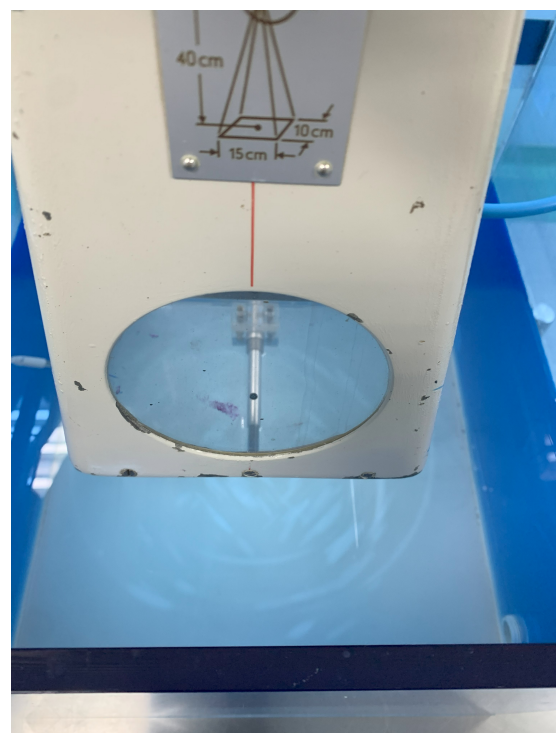


Figura 17 – Fantoma de água visto por trás, com a régua utilizada para medir o deslocamento horizontal

Fonte: Acervo pessoal



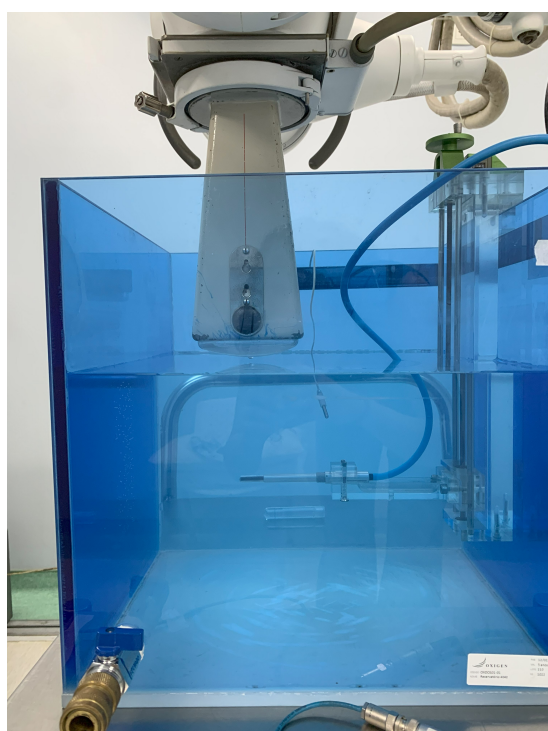
(a)



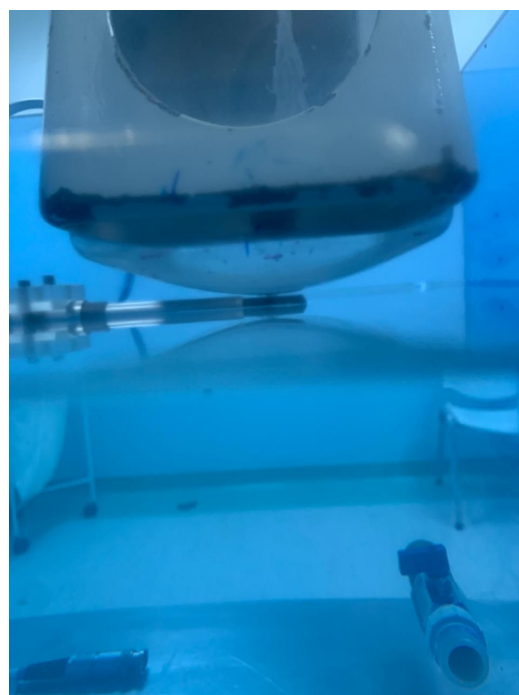
(b)

Figura 18 – (a) Visão mais ampla do posicionamento do cone em relação ao fantoma; (b) Detalhe aproximado da centralização do cone com a câmara na posição “zero” horizontal

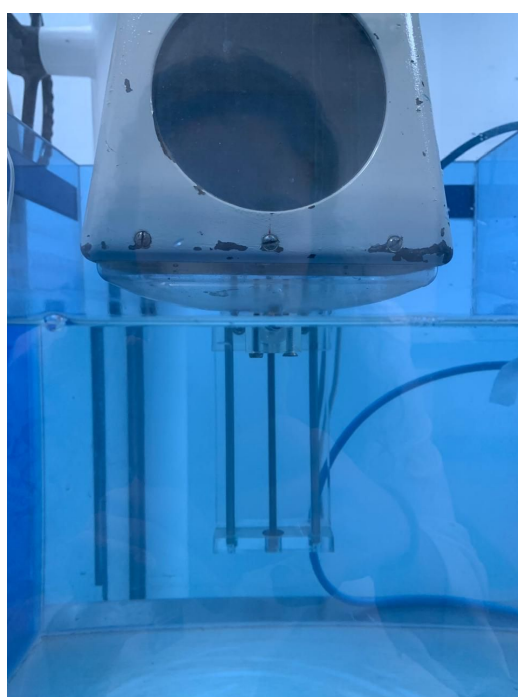
Fonte: Acervo pessoal



(a)



(b)



(c)

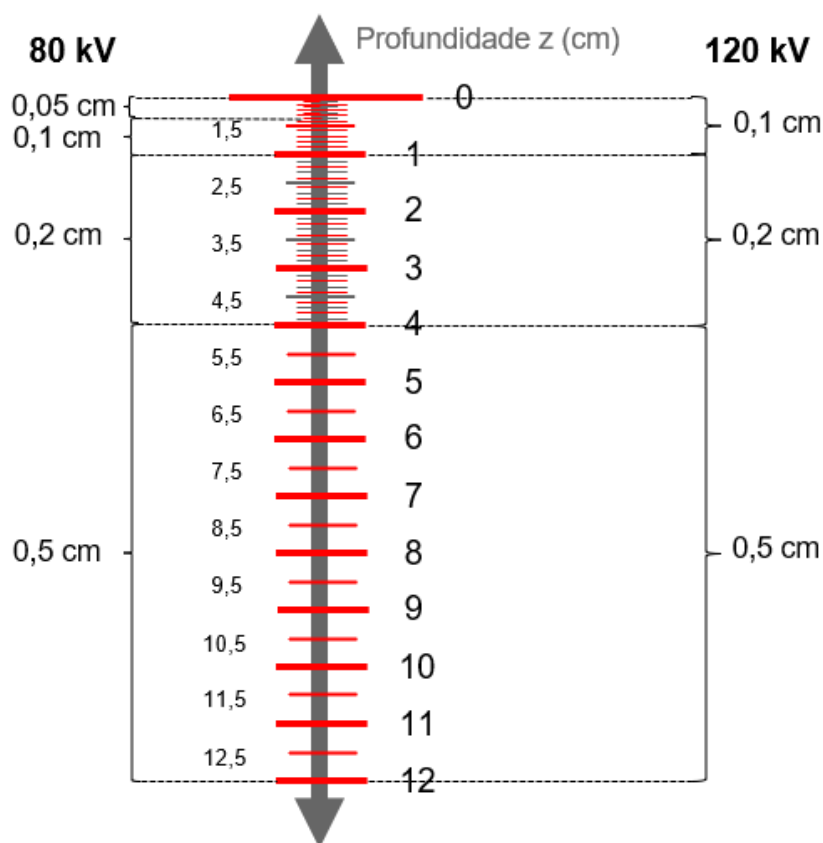
Figura 19 – (a) Vista lateral do fantoma, mostrando a distância do cone à superfície da água; (b) e (c) Detalhe do posicionamento

Fonte: Acervo pessoal

O primeiro conjunto de medidas foi feito com a energia de 80 kV, com deslocamento

vertical e exposições com tempo de 1 minuto cada. Após a ambientação e o aquecimento da câmara, mediu-se a ionização na água, em pC, mantendo-se a câmara centralizada horizontalmente conforme marcação feita na régua metálica. O deslocamento vertical foi de 0,05 cm a partir da posição inicial até chegar na profundidade de 0,4 cm. De 0,4 cm até 1 cm, a variação foi no passo de 0,1 cm. De 1 cm até 4 cm de profundidade, o passo foi de 0,2 cm. De 4 cm até 12 cm, que foi a profundidade máxima medida, o passo foi de 0,5 cm. Os dados foram organizados em uma tabela e foi obtido um gráfico da distribuição da ionização em relação à profundidade. O processo foi repetido para a energia de 120 kV, com passo de 0,1 cm até a profundidade de 1 cm; 0,2 cm de 1 cm até 4 cm e, por fim, 0,5 cm de 4 cm até a profundidade máxima medida, 12 cm. As posições de deslocamento vertical podem ser entendidos na Figura 20. Desta maneira, foram obtidos os dados de base para a Porcentagem de Dose na Profundidade (PDP).

Figura 20 – Esquema do deslocamento vertical para as energias de 80 kV (à esquerda) e 120 kV (à direita)

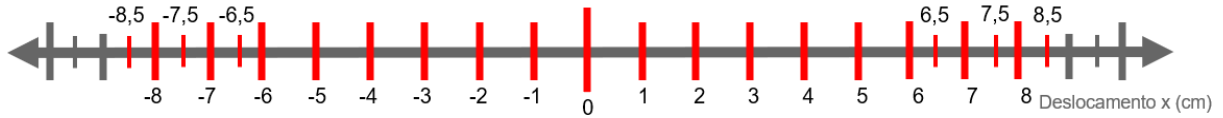


Fonte: Elaboração própria

Em seguida, foi realizada a medida de ionização com deslocamento horizontal, com a câmara fixa a uma profundidade de 2 cm, para ambas as energias, novamente com exposições de 1 minuto. As medidas de temperatura da água e pressão da sala foram anotadas no início, no meio e no final das medições. A partir da marcação zero, a câmara foi deslocada para a esquerda (sentido positivo) e para a direita (sentido negativo), com o tubo sendo visto de maneira frontal. Da posição 0 cm até +/- 6 cm, o deslocamento foi de 1 cm; de +/- 6 cm até +/- 9 cm, o

deslocamento foi de 0,5 cm. Desta maneira, foram obtidos os dados de base para a obtenção de perfis laterais de dose para as energias. Os dados foram organizados em uma tabela e foi obtido um gráfico, para cada energia, da distribuição da ionização em relação à distância do centro do cone. As posições de deslocamento horizontal) são apresentados na Figura 21.

Figura 21 – Esquema do deslocamento horizontal para ambas as energias



Fonte: Elaboração própria

Após a aquisição e organização dos valores de carga coletada pela câmara nas varreduras feitas, seguiram-se as instruções do TRS-398 para encontrar o valor equivalente à dose na água.

Para cada energia, calculou-se a razão entre a leitura do dosímetro não corrigida pela polaridade e o tempo de aquisição,

$$M = \frac{\text{Leitura não corrigida}}{\text{Tempo de aquisição}},$$

dado em picocoulomb (pC) por minuto. Também foram feitas correções de temperatura e pressão

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right),$$

de correção de polaridade

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

e, juntamente com o fator de calibração do eletrômetro k_{elec} , fornecido pelo laboratório de calibração, foi calculado o valor corrigido da leitura do dosímetro,

$$M_Q = M k_{T,P} k_{pol} k_{elec},$$

em nanocoulomb (nC) por minuto.

Por fim, foram calculados os valores ajustados da taxa dose absorvida na água, em cGy por minuto, na profundidade medida ($z = 2$ cm)

$$D_{w,Q}^{z=2} = M_Q^{z=2} N_{D,w,Q_0}^{z=2} k_{Q,Q_0}^{z=2} k_{g,Q}^{z=2}$$

e na profundidade de dose máxima

$$D_{w,Q}(z_{max}) = \frac{100 * D_{w,Q}^{z=2}}{PDP(z_{ref})},$$

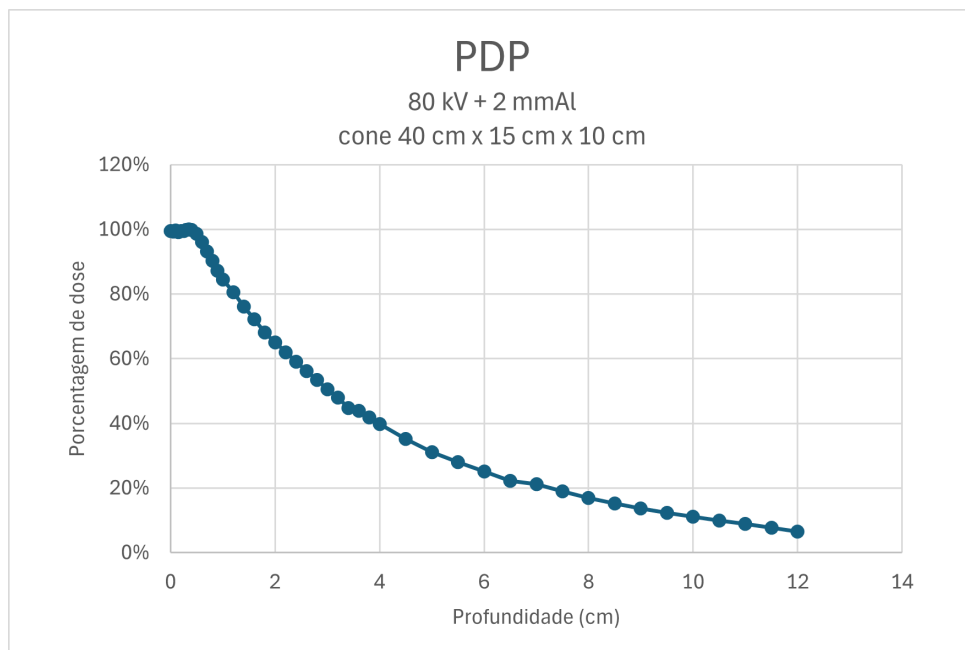
onde PDP é porcentagem de dose na profundidade medida.

Os valores foram colocados em tabelas e foram feitas as curvas de dose para cada varredura em cada energia.

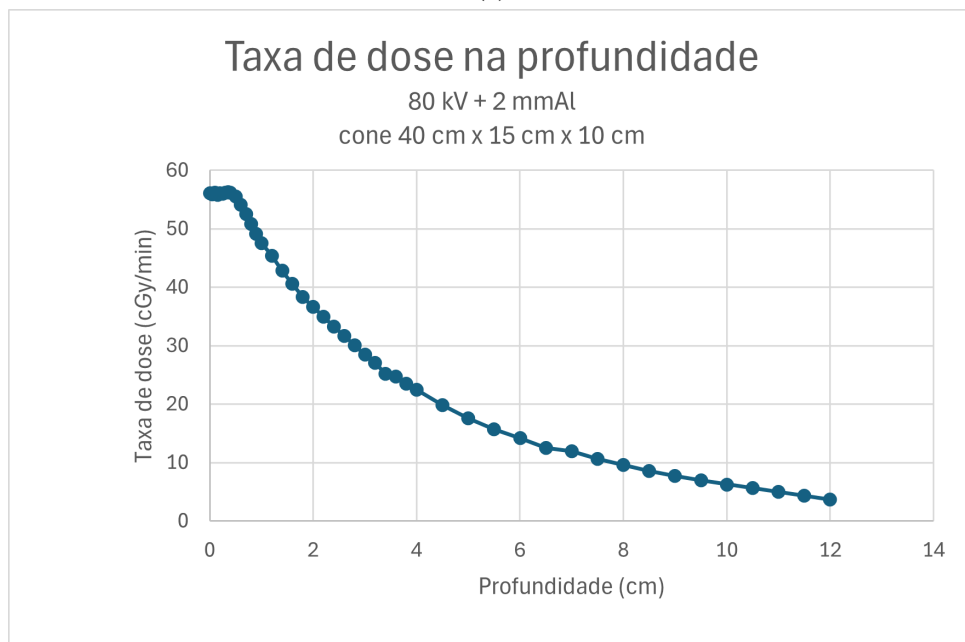
A fim de comparar os perfis de dose obtidos experimentalmente com os perfis de outras terapias superficiais, foram retirados da literatura curvas de dose de tratamentos com feixe de elétrons e de betaterapia.

4 Resultados e discussão

4.1 Resultados das medidas experimentais



(a)

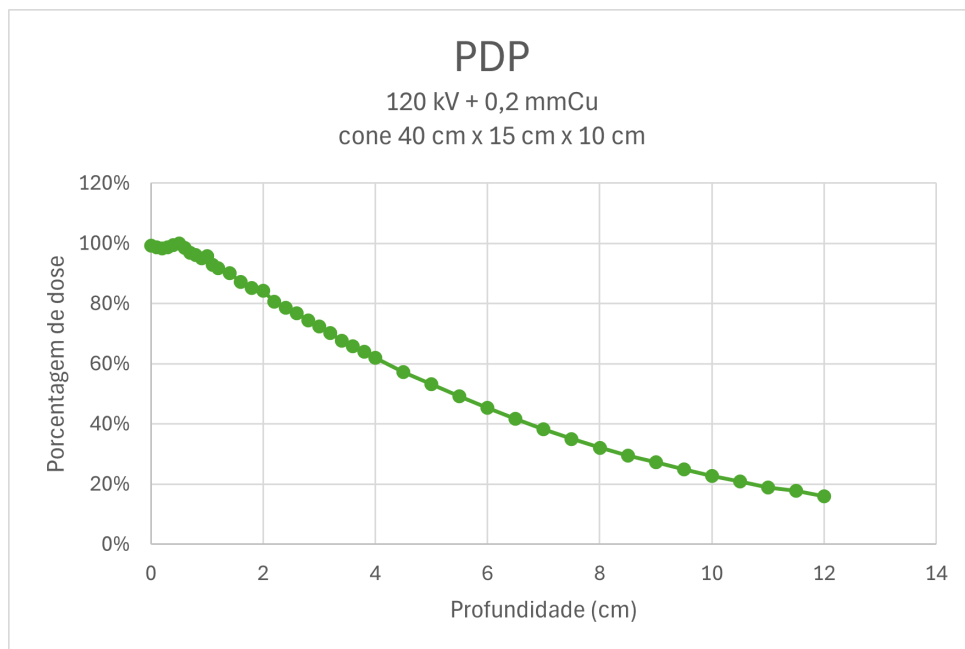


(b)

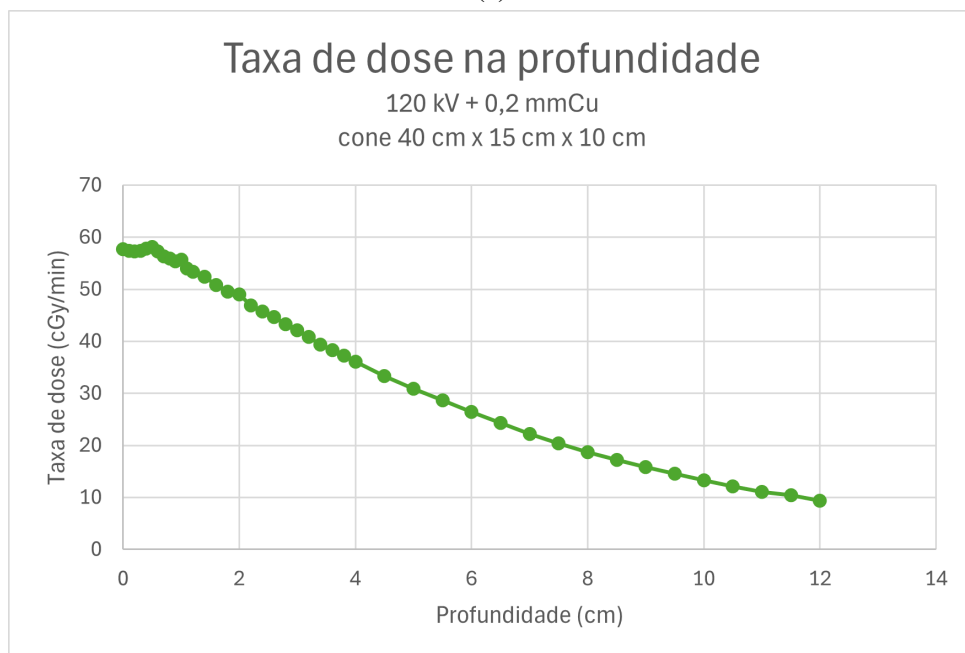
Figura 22 – (a) Gráfico de PDP para feixe de 80 kV, com filtro adicional de 2 mmAl e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm; (b) Gráfico de taxa de dose para feixe de 80 kV, com filtro adicional de 2 mmAl e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm

Fonte: Elaboração própria

Para o feixe de 80 kV, a profundidade de dose máxima se deu em $z = 0,35$ cm, alcançando aproximadamente 56,3 cGy/min.



(a)



(b)

Figura 23 – (a) Gráfico de PDP para feixe de 120 kV, com filtro adicional de 0,2 mmCu e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm; (b) Gráfico de taxa de dose para feixe de 120 kV, com filtro adicional de 0,2 mmCu e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm

Fonte: Elaboração própria

O feixe de 120 kV apresentou dose máxima igual à, aproximadamente, 58,2 cGy/min, em uma profundidade de 0,5 cm.

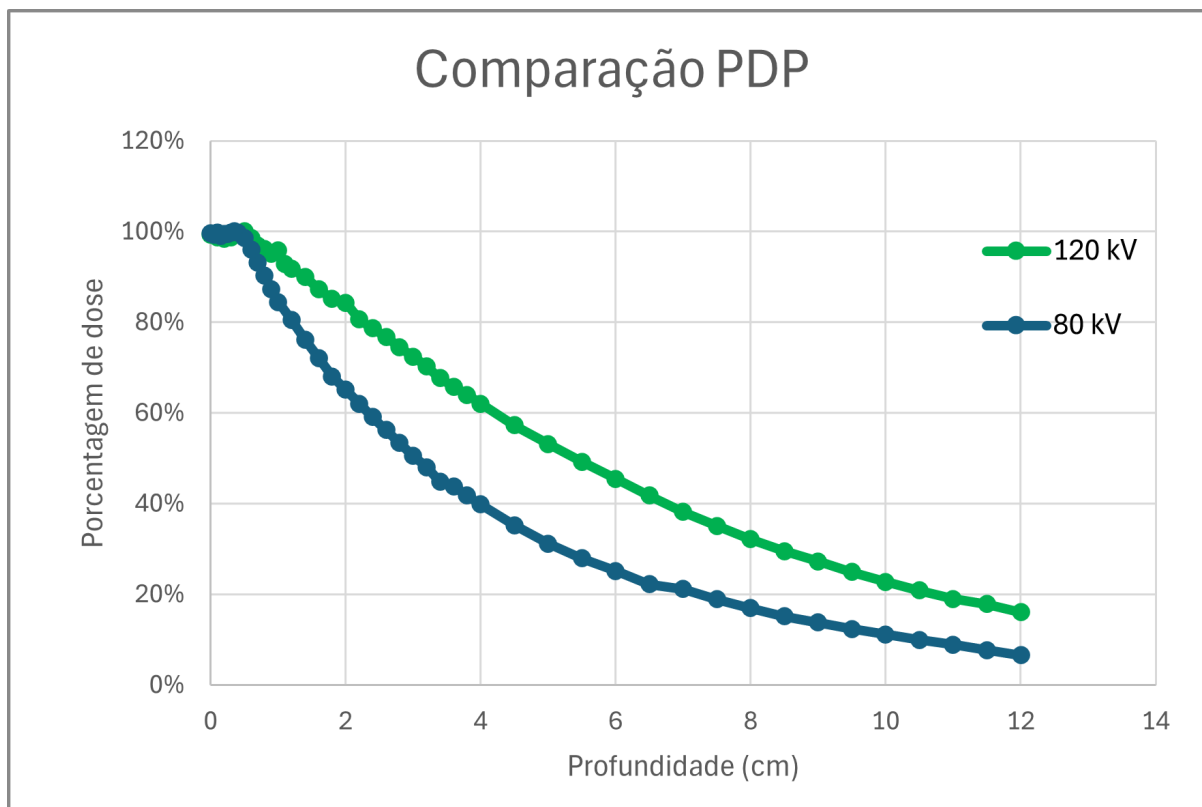


Figura 24 – Comparação da curva de PDP para 80 kV e 120 kV

Fonte: Elaboração própria

A análise das duas curvas no mesmo gráfico, possibilita ver que, apesar de apresentarem PDP máximas em profundidades semelhantes, com diferença de 15 mm entre elas, a taxa de dose do feixe de 80 kV decai mais rapidamente em comparação com o feixe de 120 kV. Desta maneira, a energia de 120 kV é mais indicada para lesões superficiais mais espessas, uma vez que apresenta maior deposição de dose na profundidade.

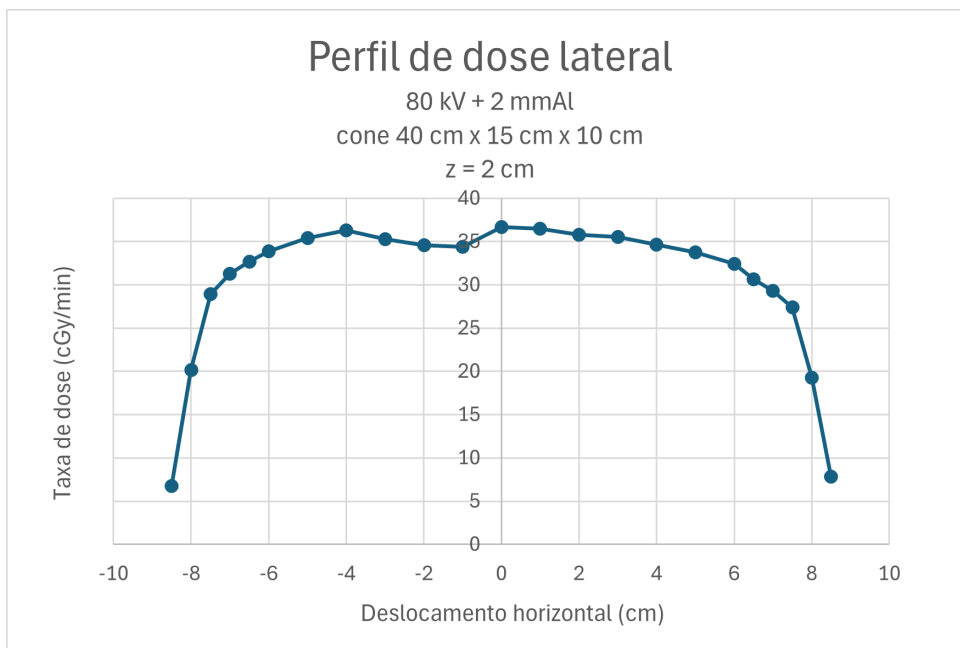


Figura 25 – Perfil lateral de dose para feixe de 80 kV, com filtro adicional de 2 mmAl e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm

Fonte: Elaboração própria

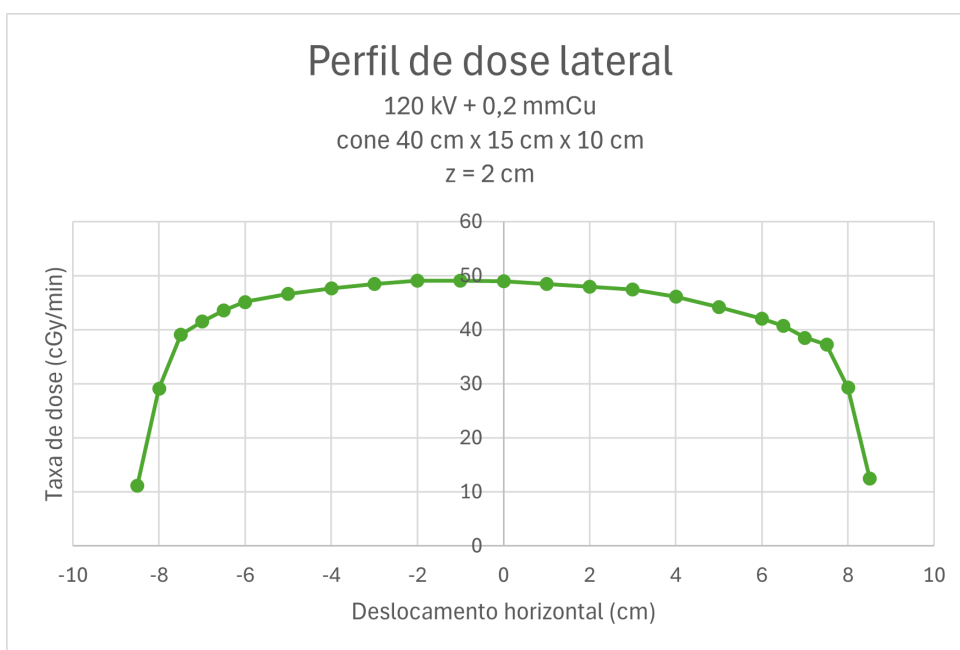


Figura 26 – Perfil lateral de dose para feixe de 120 kV, com filtro adicional de 0,2 mmCu e cone 40 cm x 15 cm x 10 cm

Fonte: Elaboração própria

O perfil de dose lateral de ambas as energias mostra uma deposição de dose aproximadamente uniforme a uma profundidade de 2 cm, em uma linha reta de 12 cm de comprimento em torno do centro. Aproximadamente à distância de 7 cm do centro, a dose cai rapidamente; isso se deve à blindagem inerente do cone.

Esse comportamento é importante para a facilidade do tratamento de lesões extensas, uma vez que esse platô permite um tratamento com menos reposicionamentos do tudo no paciente.

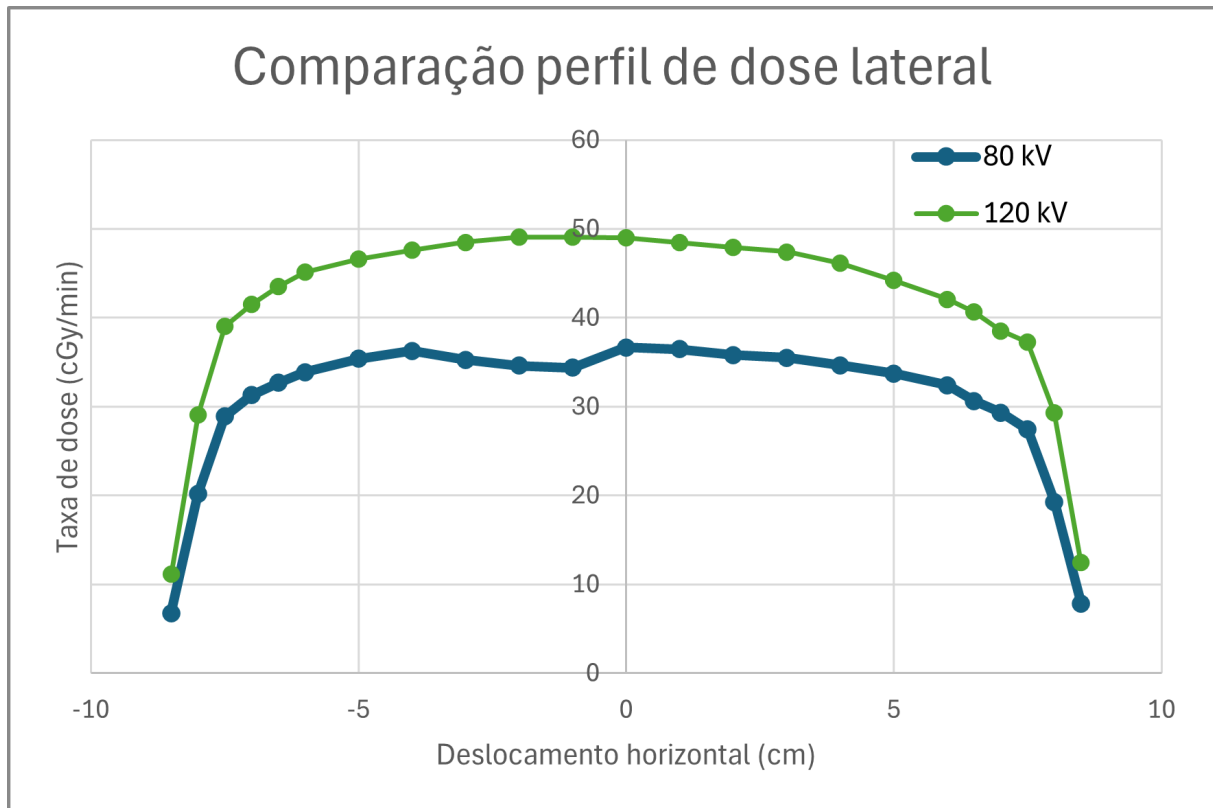


Figura 27 – Comparação do perfil lateral para 80 kV e 120 kV

Fonte: Elaboração própria

A comparação dos dois gráficos reforça o fato de que o feixe de 120 kV deposita uma maior dose na profundidade. Aqui, para $z = 2$ cm, o aumento de quase 35% da energia do feixe resulta em um aumento de pouco mais de 20% na taxa de dose absorvida pelo tecido.

Além disso, pode-se ver uma suave queda no platô dos deslocamentos negativos para a curva de 80 kV. Isso ocorreu por questões inerentes ao tubo. Durante as medidas, o uso do aparelho foi intenso e houve muito mais exposições do que o que ocorre em qualquer dia na clínica. Apesar do sistema de resfriamento do aparelho, a excessiva produção de raios X causou um forte aquecimento na máquina, o que culminou na diminuição de sua potência útil.

A fim de preservar o aparelho e não causar danos físicos a ele, as medidas tiveram que ser feitas em intervalos de algumas horas e em diversos dias diferentes, o que aumentou consideravelmente a dificuldade do trabalho.

4.2 Comparação entre os perfis de dose

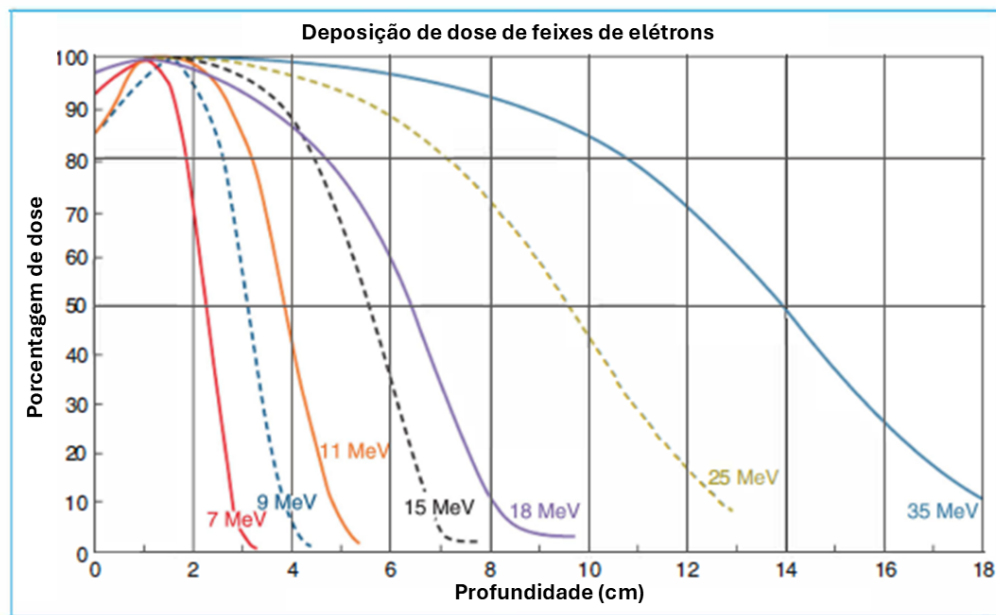


Figura 28 – Curvas de PDP de feixes de elétrons de diferentes energias

Fonte: Adaptado de Khan & Gibbons (2014)

Assim como a curva da ortovoltagem, o feixe de elétrons apresenta uma PDP variável de acordo com sua energia. Para a menor energia mostrada no gráfico, 7 MeV, a dose máxima se dá em uma profundidade de, aproximadamente, 1 cm; conforme a energia aumenta, a profundidade de dose máxima aumenta também. Em comparação com a ortovoltagem, o feixe de elétrons apresenta a dose máxima em uma maior profundidade. Esse fato pode ser um empecilho na clínica, forçando o uso de acessórios para superficializar a dose, como o bolus. Em compensação, o perfil de queda da dose é mais acentuado, o que facilita a preservação de tecidos sadios adjacentes ao alvo do tratamento.

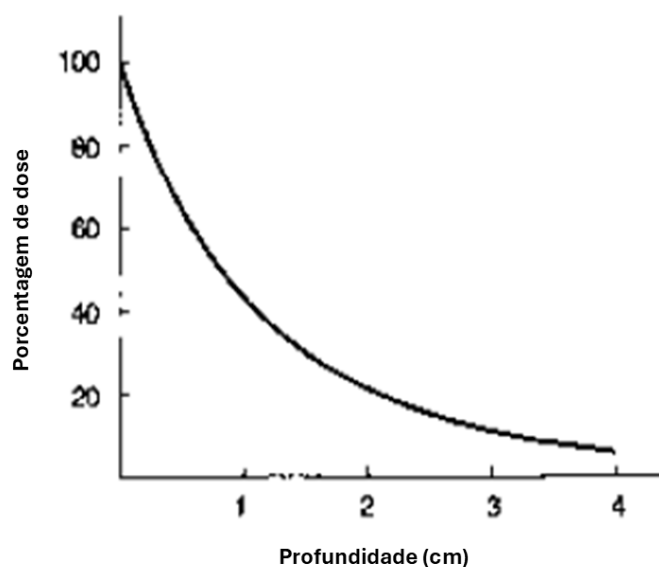


Figura 29 – Curva de PDP de uma fonte de betaterapia de Sr-90 de 2 cm x 2 cm

Fonte: Adaptado de Scaff (1997)

A curva de PDP de partículas beta emitidas pelo radionuclídeo Estrôncio-90 (Sr-90) tem um perfil diferente dos outros analisados anteriormente. Ao se transformar no Ítrio-90, o núcleo pai emite uma partícula beta menos com energia média de 546 KeV, ou 0,546 MeV. Por ter energia consideravelmente menor do que os feixes de elétron clínicos produzidos em ALs e por ser uma radiação corpuscular, o feixe é facilmente blindado. Isso gera o efeito visto no gráfico, de uma curva cujo máximo se dá na profundidade $z = 0$ cm.

Em relação ao feixe de elétrons, sua curva não cai tão rápido; entretanto, o valor bruto de dose absorvida é consideravelmente menor, o que garante boa proteção do tecido sadio adjacente. Além disso, há a vantagem da grande superficialidade da dose naturalmente.

Em comparação com o feixe de ortovoltagem, podemos citar, novamente, boa proteção dos tecidos saudáveis. Entretanto, por ter uma área pequena, a técnica se torna praticamente inviável para grandes lesões, devido ao longo tempo gasto pelo tecnólogo em um único tratamento, além do maior risco de erros. Também, não há placas novas a venda no mercado atualmente. Mesmo com a longa meia vida, de aproximadamente 29 anos, conforme o tempo passa, naturalmente a atividade da fonte diminui, o que acarreta em um maior tempo necessário para a entrega da dose.

5 Conclusão

As técnicas citadas neste trabalho — ortovoltagem, feixe de elétrons e betaterapia — apresentam êxito no objetivo de tratar lesões superficiais. A escolha da técnica dependerá principalmente da tecnologia disponível no serviço. Entretanto, pode-se citar vantagens consideráveis no uso da ortovoltagem. O aparelho apresenta um bom custo benefício por ter vida útil longa, custos acessíveis e fácil aquisição.

As placas de betaterapia têm constante queda na taxa de dose devido ao decaimento natural do radionuclídeo, o que, a longo prazo, aumenta consideravelmente o tempo do tratamento. O aumento da necessidade da exposição, bem como o pequeno campo de tratamento devido ao tamanho da placa, faz crescer a exposição ocupacional do profissional, bem como o risco de erros de posicionamento e tempo de contato da fonte no paciente. Além disso, as placas são de difícil acesso para compra.

O feixe de elétrons é produzido em aceleradores lineares, aparelhos com altos custos de aquisição, manutenção e instalação, principalmente por conta da blindagem da sala, o que deixa a técnica inevitavelmente mais cara. Também, há o aumento de custo material e de tempo de tratamento por conta da necessidade do uso de acessórios como o bolus para deixar a dose mais superficial e blocos de Cerrobend para proteger os tecidos saudáveis ao redor da lesão. O custo de comissionamento cresce devido à necessidade de uma câmara de ionização de placas paralelas. Além disso, usar o AL para tratamento superficial, que poderia ser feito em outro aparelho, aumenta a concorrência e o tempo de espera de tratamento de pacientes com tumores profundos. Isso é um problema, em especial, no SUS, cujas filas crescem a cada dia.

Desta forma, o aparelho de ortovoltagem é uma escolha ideal em um serviço de radioterapia, uma vez que permite um tratamento rápido, seguro e consideravelmente barato, além de ajudar na redução das filas de espera de tratamento.

Referências

Brasil. *Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia*. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2001. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/curso-de-atualizacao-para-tecnicos-em-radioterapia>.

Brasil. *Censo de radioterapia*. Brasília, 2019.

Brasil. *Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil*. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2022. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/estimativa-2023-incidencia-de-cancer-no-brasil>.

CORREA, N. *Tratamento em oncologia*. 2019. Disponível em: <https://observatoriodeoncologia.com.br/estudos/tratamento-em-oncologia/2019/2369-2/>.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

LOPES, M. d. C. Um século de terapia com radiação. *Gazeta de Física*, v. 30, 2007. Disponível em: <https://www.spf.pt/magazines/GFIS/71/article/417/pdf>.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. *Física das radiações*. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

Oncology Systems. *Superficial and Orthovoltage Systems*. 2025. Disponível em: <https://www.oncologysystems.com/product-category/superficial-orthovoltage-system/>.

SATO, E. *Irène Curie: uma grande química*. 2024. Disponível em: <https://www.institutoprincipia.org/post/irene-curie-uma-grande-quimica>.

SBRT. *RT2030: Plano de desenvolvimento da radioterapia para a próxima década*. Belo Horizonte, 2023.

SCAFF, L. A. M. *Física da radioterapia*. São Paulo: Sarvier, 1997.

STOCK, J. R.; GOULART, L.; PEDROLO, B. G.; SIMÃO, É. M. Evolução tecnológica associada ao uso das radiações ionizantes no tratamento do câncer. *Disciplinarum Scientia: Naturais e Tecnológicas*, v. 19, n. 1, p. 45–57, 2018.

Varian. *Bravos Feature Sheet*. 2022. Disponível em: <https://varian.widen.net/view/pdf/cljlp5w73h/Bravos%20FeatureSheet%20RAD10568C%20Jan2020.pdf?u=wefire>.