UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

ANNA KAROLYNNE PEREIRA DA SILVA

COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE TRATAMENTO RADIOTERÁPICO DO NEUROEIXO EM CRIANÇAS

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
2024

ANNA KAROLYNNE PEREIRA DA SILVA

COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE TRATAMENTO RADIOTERÁPICO DO NEUROEIXO EM CRIANÇAS

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como requisito para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Coorientador: Físico Médico M.Sc. Delano Valdivino Santos Batista

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
2024

ANNA KAROLYNNE PEREIRA DA SILVA

COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE TRATAMENTO RADIOTERÁPICO DO NEUROEIXO EM CRIANÇAS

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como requisito para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em: ____de_____de_____

BANCA EXAMINADORA:

_____

Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa (orientador) – PPG/IRD, IF/UFRJ
Físico Médico M.Sc. Delano Valdivino Santos Batista (Coorientador) – IRD, Quinta D`or

_____

Prof. Dr. Simone Coutinho Cardoso – IF/UFRJ

_____

Físico Médico M.Sc. Claudio Castelo Branco Viegas – PQRT/INCA, HUCFF/UFRJ

“Sozinhos vamos mais rápido. Juntos vamos mais longe.”

Adaptação de um provérbio africano

AGRADECIMENTOS

A realização deste presente trabalho não seria possível sem o apoio e colaboração de algumas pessoas, às quais aqui expresso minha gratidão.

Primeiramente, agradeço a Deus por me dar saúde e por ser minha força ao longo de toda minha trajetória.

Agradeço também a mim mesma, por toda perseverança ao superar todos os desafios.

A minha avó Jane Telles Silva, que possui também papel de mãe, pai e melhor amiga, me fornecendo amor e apoio incondicional. Ela é meu maior exemplo e inspiração.

A minha mãe Tatiana Pereira Ivo, que é quem me defende e quem acredita em mim mais do que eu mesma.

A meu orientador Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, meu coorientador M.Sc. Delano Valdivino Santos Batista e colaborador M.Sc. Hugo Geraldo da Fonseca, meu profundo agradecimento pela paciência, orientação e sabedoria compartilhada ao longo deste projeto. Seus conselhos e auxílio foram fundamentais para a concretização deste trabalho.

Aos meus amigos, em especial minhas colegas de curso Raquel Nascimento Assimos, Stella Vieira Mainoth e Tamires Morett Gama agradeço a companhia, incentivo e conversas, que me ajudaram a crescer tanto academicamente quanto pessoalmente. Cada momento de estudo e de apoio mútuo estão guardados em meu coração.

Por fim, sou grata a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para que eu alcançasse esta etapa da minha vida.

Obrigada.

RESUMO

As técnicas modernas de radioterapia para meduloblastoma baseiam-se na hipótese de que a investigação apropriada, o volume de tratamento e a dose de irradiação resultarão em melhor sobrevida do paciente. As técnicas com feixe fótons CT3D (Radioterapia Conformada Tridimensional) e VMAT (Arcoterapia Volumétrica Modulada) apresentam vantagens e desvantagens com relação à entrega do tratamento ao volume alvo e à proteção dos órgãos sadios durante a irradiação do paciente. Este trabalho tem como objetivo comparar essas técnicas de tratamento do neuroeixo em pacientes infantis por meio da análise da dose absorvida, avaliando a cobertura do tratamento e as doses recebidas pelos órgãos críticos que necessitam de proteção. Confirma-se que há uma superioridade da técnica VMAT em termos de exatidão, especialmente em regiões de contorno complexo e em órgãos de risco, evidenciando uma maior conformidade no planejamento e na entrega de dose. A técnica CT3D demonstrou adequação para a entrega de doses dentro dos critérios estabelecidos, consolidando sua utilidade como uma opção viável em determinadas situações clínicas.

Palavras-chave: Radioterapia de neuroeixo. Pacientes pediátricos. CT3D. VMAT.

ABSTRACT

Modern radiotherapy techniques for medulloblastoma are based on the hypothesis that appropriate investigation, treatment volume and irradiation dose will result in better survival to the patient. The CT3D (Three-Dimensional Conformal Radiotherapy) and VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) photon beam techniques have advantages and disadvantages regarding the delivery of treatment to the target volume and the protection of healthy organs during patient irradiation. This study aims to compare these neuroaxis treatment techniques in pediatric patients through dose analysis, evaluating treatment coverage and doses received by critical organs requiring protection. It was confirmed that the VMAT technique is superior in terms of accuracy, especially in regions with complex contours and in organs at risk, demonstrating greater compliance in planning and dose delivery. The CT3D technique demonstrated suitability for dose delivery within the established criteria, consolidating its usefulness as a viable option in certain clinical situations.

Keywords: Neuroaxis radiotherapy. Paediatric patients. CT3D. VMAT.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Paciente com câncer de mama tratada com raios-x no início do ano de 1896. A) carcinoma antes do tratamento radioterápico e B) carcinoma após o tratamento radioterápico 18

Figura 2 - Toxicidades da radioterapia infantil (A) baixa estatura e redução de QI (B) escoliose 20

Figura 3 - Representação de uma onda eletromagnética com os campos elétrico e magnético oscilantes e perpendiculares entre si 22

Figura 4 - Relação energia do fóton, comprimento de onda, frequência e tipo de radiação 23

Figura 5 - Desenho esquemático do Efeito Fotoelétrico 25

Figura 6- Desenho esquemático do Espalhamento Compton..... 26

Figura 7 - Desenho esquemático da produção de par elétron-pósitron e aniquilação ……..... 26

Figura 8 - Processos integrados da interação..... 27

Figura 9 - Desenho esquemático da produção da radiação de freamento 28

Figura 10 - Acelerador linear médico 37

Figura 11 - Esquema de um acelerador para fótons 38

Figura 12 - Defletor magnético Varian..... 39

Figura 13 - Alvo de transmissão de um acelerador linear 40

Figura 14 - Filtro achatador..... 41

Figura 15 - Esquema do comportamento do feixe (a) com filtro achatador e (b) sem filtro achatador..... 41

Figura 16 - Disposição das multilâminas no cabeçote do acelerador linear..... 42

Figura 17 - Multilâminas do acelerador linear..... 43

Figura 18 - Comparação do SAD entre dois planos (isocentro na linha média e fora dela)..... 45

Figura 19 - Comparação entre os tamanhos de campo quando se muda a técnica: SSD x SAD..... 46

Figura 20 - Volumes de interesse no planejamento de radioterapia..... 47

Figura 21 - Exemplo da diferença na distribuição de dose entre as técnicas CT3D e IMRT 50

Figura 22 - Acelerador Linear exemplificando a técnica Arcoterapia Volumétrica Modulada 51

Figura 23 - Exemplo da diferença na distribuição de dose entre as técnicas CT3D, IMRT e VMAT 52

Figura 24 - Modelo de bandas de energia simples..... 54

Figura 25 - Materiais Termoluminescentes..... 54

Figura 26 - Simuladores antropomórficos CIRS ATOM..... 57

Figura 27 - Plano de planejamento da técnica CT3D..... 58

Figura 28 - Plano de planejamento da técnica VMAT..... 59

Figura 29 - Pinça à vácuo..... 60

Figura 30 - TLD`s sendo colocados na bandeja com o uso da pinça à vácuo..... 60

Figura 31 - Forno..... 61

Figura 32 - Caixa de transporte dos TLD`s sendo posicionada com auxílio de laser..... 62

Figura 33 - Placas de RW3..... 62

Figura 34 - Placas de RW3 posicionadas para irradiação dos TLD`s..... 63

Figura 35 - Cilindro de nitrogênio gasoso..... 64

Figura 36 - Leitor manual Harshaw 3500..... 64

Figura 37 - Compartimento do leitor manual onde é colocado o TLD para leitura..... 65

Figura 38 - Fantoma com filme radiocrômico posicionado para irradiação……..... 67

Figura 39 - Scanner do filme radiocrômico 68

Figura 40 - Print do comando utilizado para divisão da imagem em canais……..... 69

Figura 41 - Print com o comando utilizado para leitura da imagem do filme pelo canal vermelho 69

Figura 42 - Visão anterior fantoma 70

Figura 43 - Visão posterior fantoma ……..... 71

Figura 44 - Um dos cortes do fantoma …..... 71

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Efeito dominante de interação de fótons com a matéria em função do número atômico do material e da energia do fóton..... 24

Gráfico 2 - Comportamento da variação da intensidade relativa em função da espessura X do material atenuador 29

Gráfico 3 - Modelo de extrapolação linear (curva a) para a correlação entre dose-efeito biológico, onde não são contabilizados possíveis efeitos de aumento da probabilidade de ocorrência na região de doses baixas (curva b) ou da existência de limiares ou de fatores de redução da incidência dos efeitos até então desconhecidos (curva c)..... 34

Gráfico 4 - Relação entre probabilidade de ocorrência do efeito estocástico e dose..... 35

Gráfico 5 - Relação entre severidade do efeito determinístico e dose..... 36

Gráfico 6 - Deposição de dose de um feixe de fótons de mega voltagem em um paciente..... 44

Gráfico 7 - Dispersão das 4 leituras de calibração pós normalização..... 77

Gráfico 8 - Calibração dos filmes radiocrômicos. Ajuste..... 86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Relação entre efeito dominante da interação e seção de choque..... 30

Tabela 2 - Grandezas Físicas..... 32

Tabela 3 - Relação de cada TLD e seu posicionamento no fantoma..... 67

Tabela 4 - Leitura média, desvio padrão, coeficiente de variação, fator de calibração e incerteza do fator de calibração. Quatro irradiações..... 78

Tabela 5 - Média, desvio padrão e desvio relativo do grupo controle nas 3 condições de irradiações (calibração, CT3D e VMAT)..... 80

Tabela 6 - Fatores de correção de leitura dos TLD`s para as técnicas CT3D e VMAT, respectivamente..... 80

Tabela 7 - Incerteza relativa do grupo controle para as técnicas CT3D e VMAT, respectivamente..... 80

Tabela 8 - Relação de doses medidas com dosímetros TL e doses planejadas pata o PTV e OAR`s. Técnicas CT3D e VMAT..... 81

Tabela 9 - Diferença percentual entre o valor de dose experimental obtido por dosimetria TL e o planejado..... 82

Tabela 10 - Teste de compatibilidade entre o valor do planejamento e o valor experimental providos da leitura dos TLD`s..... 83

Tabela 11 - Dose total (em cGy) do tratamento para as técnicas CT3D e VMAT obtidas por dosimetria TL..... 85

Tabela 12 - Dose (em Gy) e leitura com seu respectivo desvio padrão (em densidade óptica) dos filmes radiocrômicos para calibração..... 86

Tabela 13 - Relação percentual de leitura e desvio padrão do pior caso do grupo de calibração e incerteza de calibração..... 87

Tabela 14 - Relação de doses medidas com filme radiocrômicos e doses planejadas para o PTV e OAR`s..... 88

Tabela 15 - Diferença percentual entre o valor de dose experimental obtido por filme radiocrômico e o seu valor de dose planejado..... 89

Tabela 16 - Teste de compatibilidade entre o valor do planejamento e o valor experimental providos da leitura dos filmes radiocrômicos..... 90

Tabela 17 - Dose total (em cGy) do tratamento para as técnicas CT3D e VMAT provinda da leitura dos filmes radiocrômicos..... 91

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	3 Dimensional 3 Dimensões
CSF	Fluido Cranioespinhal
CT3D/TC3D	Computed Tomography 3 Dimensional Radioterapia Conformada Tridimensional
ICRP	International Commission on Radiological Protection Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	International Commission on Radiation Units & Measurements Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy, Radioterapia de Intensidade Modulada
KERMA	Kinetic Energy Released per Unit Mass Energia Cinética Liberada por Unidade de Massa
LINAC	Linear Accelerator Acelerador Linear
SAD	Source Axis Distance Distância Fonte Eixo
SI	SISTEMA INTERNACIONAL
SNC	Sistema Nervoso Central
SSD	Source Skin Distance Distância Fonte Superfície
TLD	Dosímetro Termoluminescente
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy Arcoterapia Volumétrica Modulada

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO **17**
2. OBJETIVO **21**
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA **21**
3.1. FÍSICA DAS RADIAÇÕES 21
3.1.1. Radiação Ionizante **21**
3.1.2. Interação de Raios-x e gama com a Matéria **23**
3.1.3. Bremsstrahlung **28**
3.1.4. Atenuação do Feixe de Fótons **28**
3.1.5. Seção de Choque **29**
3.1.6. Grandezas Radiológicas **30**
3.2. RADIOBIOLOGIA 32
3.2.1. Fatores de Influência **32**
3.2.2. Efeitos Biológicos **34**
3.2.3. Efeito Estocástico **35**
3.2.4. Efeito Determinístico **36**
3.3. ACELERADOR LINEAR 36
3.3.1. Direcionamento do Feixe **39**
3.3.2. Produção de Raio-x **39**
3.3.3. Câmara de Ionização **40**
3.3.4. Filtro Achatador **40**
3.3.5. Colimador Multilâminas **41**
3.3.6. Feixe de Fótons **43**
3.3.7. SAD (Source Axis Distance) **45**
3.3.8. SSD (Source Skin Distance) **45**
3.4 RADIOTERAPIA 46
3.5. TÉCNICAS DE TRATAMENTO 48
3.5.1 CT3D **48**
3.5.2. IMRT **49**
3.5.3. Arcoterapia Volumétrica Modulada **50**
3.6. DOSIMETRIA 52
3.6.1 Dosímetros Termoluminescentes **52**
3.6.2. Filmes Radiocrômicos **55**
3.7. FANTOMA 56
4. MATERIAIS E MÉTODOS **57**
4.1 PROGRAMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 57
4.2 CALIBRAÇÃO DOS TLD`S 59
4.3. CALIBRAÇÃO DO FILME RADIOCRÔMICO 66
4.4 IRRADIAÇÃO DO FANTOMA E OBTENÇÃO DA DOSE 70

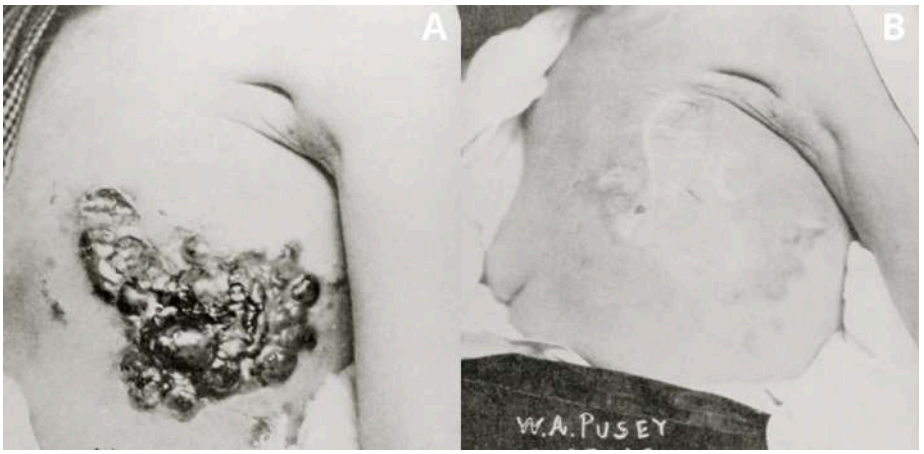
4.4. ANÁLISE DOS VALORES DE DOSE 76
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO 77
5.1. CALIBRAÇÃO DOS TLD`S 77
5.2. RESULTADOS TLD 81
5.3. CALIBRAÇÃO DOS FILMES RADIOCRÔMICOS 86
5.4. RESULTADOS FILME RADIOCRÔMICO 88
6. CONCLUSÃO 95
SUGESTÃO 96
REFERÊNCIAS 97
APÊNDICE 101

1. INTRODUÇÃO

A radiação (propagação de energia por meio de partículas ou ondas eletromagnéticas que se deslocam pelo espaço ou por materiais) é dividida em duas principais categorias: radiação ionizante e radiação não ionizante. Tais categorias são diferenciadas através da capacidade de ionizar a matéria. A radiação ionizante por sua vez pode ser separada em diretamente ionizante (para partículas carregadas) e indiretamente ionizante (para partículas neutras). Ambas as categorias são utilizadas no tratamento de doenças, o que na medicina é chamado de radioterapia (PODGORSAK, 2005), área à qual esse trabalho está direcionado.

A radioterapia é uma especialidade clínica terapêutica que tem como objetivo usar a radiação ionizante na destruição de células neoplásicas, tendo como objetivo secundário causar o mínimo de dano possível aos tecidos saudáveis adjacentes à região tumoral. Teve o seu início logo após a descoberta dos raios-x por Roentgen em 1895. Apenas 2 meses após essa descoberta, os raios-x já estavam sendo utilizados para o tratamento do câncer de mama. Emil H. Grubbe, um estudante de medicina de Chicago, que anteriormente à descoberta de Roentgen estava produzindo tubos de vácuo Crookes, adaptou esses tubos para a produção de raios-x. Grubbe então percebeu que suas mãos desenvolveram queimaduras e um de seus professores sugeriu que pudessem ser consequência do uso dos raios-x, o que o fez desejar "queimar" o câncer. Em janeiro de 1896, um de seus professores permitiu, então, que ele utilizasse os raios-x para tratar uma paciente de 58 anos (Figura 1) com câncer de mama recorrente. No início do tratamento, a paciente sofria com muitas dores e após duas semanas de seu início, essas dores sumiram de vez. Tendo seu objetivo paliativo realizado com sucesso (ASCO, 2018).

Figura 1 - Paciente com câncer de mama tratada com raios-x no início do ano de 1896. A) carcinoma antes do tratamento radioterápico e B) carcinoma após o tratamento radioterápico.



Fonte: ASCO, 2018.

Este início da radioterapia foi realizado com o uso de tubos de raios-x primitivos, que geravam radiação de baixa energia, não suficientes para fornecer uma cura ou mesmo ter uma grande penetração no corpo do paciente. Poucos anos depois, em 1913, o elemento Rádio (Ra), descoberto por Pierre e Marie Curie em 1898 já estava sendo extraído e utilizado como fonte de radiação de 140 keV no tratamento de alguns cânceres superficiais. Entretanto, o Rádio de ocorrência natural era escasso e caro (GLOBAL HEALTHCARE & HOSPITALS, [s.d.]). O primeiro grande avanço, após a descoberta do Rádio, foi a invenção do cíclotron por Ernest Lawrence em Berkeley, Califórnia, em 1934. O que foi muito importante para a preparação dos radioisótopos para serem usados na radioterapia durante os anos de 1935 e até o final da Segunda Guerra Mundial. Após esse período, reatores foram utilizados para produzir elementos radioativos, em especial o Co-60, para gerar radiação gama com energia média de 1,25 MeV (IAEA[1], 2009).

A radioterapia atual se beneficia do uso de aceleradores lineares, originalmente inventados pelos irmãos Russel e Sigurd Varian em 1937. Em 1950, pela primeira vez, Henry Kaplan, chefe do Departamento de Radiologia da Universidade de Stanford, propôs que um acelerador linear fosse projetado especificamente para gerar raios-x de alta energia com o objetivo de tratar o câncer (GLOBAL HEALTHCARE & HOSPITALS, [s.d]).

Com o avanço simultâneo da criação de *softwares* para o diagnóstico de imagem, a reconstrução de uma imagem em 3 dimensões permitiu que o planejamento da radioterapia pudesse chegar a um nível superior de complexidade, resultando na criação da técnica chamada conformacional em 3 dimensões, o CT3D.

Mais tarde, em 1970, o canhão de elétrons com grade permitiu a regulação precisa da dose e a estabilização do feixe, capacidades essas essenciais para o desenvolvimento da radioterapia de intensidade modulada (do inglês, *Intensity-Modulated Radiation Therapy*, IMRT) e da radioterapia de arco volumétrico modulado (do inglês, *Volumetric Modulated Arc Therapy*, VMAT) (GLOBAL HEALTHCARE & HOSPITALS, [s.d.]).

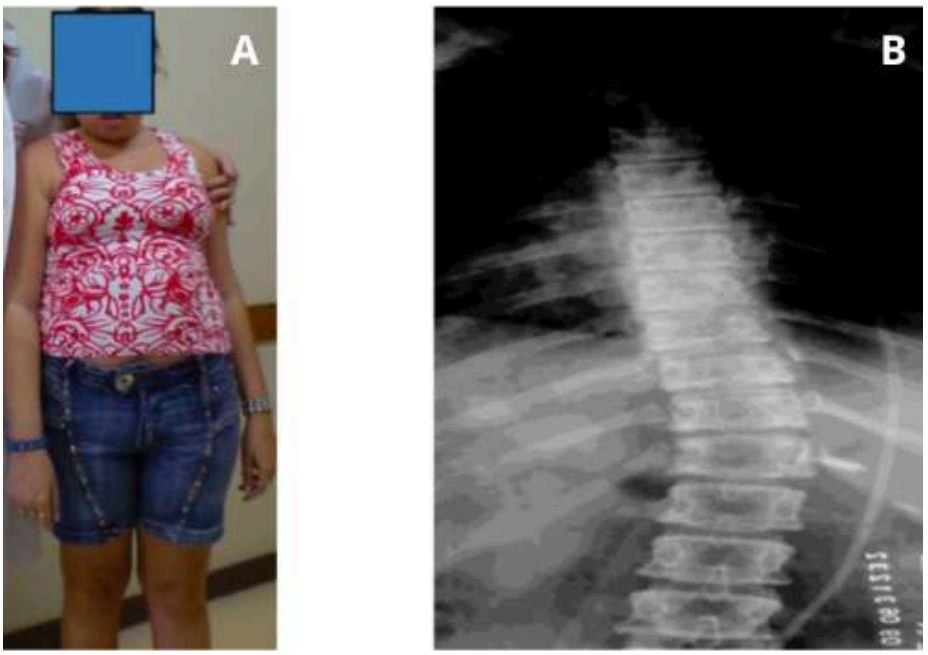
Entre as neoplasias pediátricas mais comuns, os tumores do Sistema Nervoso Central (SNC) representam o segundo grupo mais frequente na infância (SALVAJOLI, V. F.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L., 2013). É estimado que cerca de 8 a 15% das neoplasias pediátricas sejam representadas por esse grupo e ocorram principalmente em indivíduos menores de 15 anos, com maior incidência aos 10 anos de idade (INCA[1], 2014) e o meduloblastoma seja responsável por 15% dos tumores cerebrais da infância (SALVAJOLI, V. F.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L., 2013). A idade média de diagnóstico é de 4 a 8 anos.

O meduloblastoma se espalha dentro do fluido cranioespinhal (CSF), produzindo depósitos metastáticos ao longo do eixo neural e a técnica radioterápica crânio-espinhal é a empregada em seu tratamento (INCA[1], 2014). Essa técnica é realizada com dois campos craniais bilaterais e um ou dois campos espinhais póstero-anteriores. Segundo o documento da ICRU 50 (*International Commission on Radiation Units e Measurements* - Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação), a posição do paciente para irradiação crânio-espinhal é deitado em decúbito ventral (prona) utilizando uma máscara termoplástica como acessório para imobilização (ICRU, 1993).

Em dados disponíveis na literatura é possível encontrar registros de pacientes pediátricos que sobreviveram a tratamentos radioterápicos do SNC

e evoluíram com algum tipo de sequela radioinduzida (GOLDBERG, 2003). A idade é um fator importante para possíveis efeitos da radiação ionizante (Figura 2), o que justifica a importância de avaliações dosimétricas em tratamentos radioterápicos pediátricos.

Figura 2 - Toxicidades da radioterapia infantil (A) baixa estatura e redução de QI (B) escoliose.



Fonte: FORTES, [s.d.].

A radioterapia do neuroeixo pode ser realizada utilizando feixe de elétrons e feixe de fótons. Ainda é possível a utilização de prótons, mas como esse tipo de partícula ainda não é utilizado no tratamento do câncer no Brasil, ele não será considerado no presente trabalho.

2. OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é avaliar as técnicas radioterápicas CT3D e VMAT do neuroeixo de pacientes infantis empregando o feixe de fótons, considerando a cobertura do tratamento e as doses nos órgãos que devem ser protegidos. Serão criados dois planos radioterápicos padrões para a irradiação do neuroeixo do fantoma NEOATOM, preenchido com TLD`s e filmes radiocrômicos, que serão avaliados através da análise das doses absorvidas.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. FÍSICA DAS RADIAÇÕES

A física clássica tinha como uma de suas limitações a descrição de fenômenos para partículas de ordem de 10^{-10}m (GRIFFITHS, 2018). Dessa forma, foi necessário o surgimento e desenvolvimento da física moderna. Com esse desenvolvimento, surgiram novos ramos da física, entre eles a física das radiações.

A física das radiações é a ciência que descreve a radiação ionizante e a sua interação com a matéria, com grande interesse na energia absorvida. Esta ciência teve seu início marcado com as seguintes descobertas: os raios-x por Wilhelm Roentgen, a radioatividade natural por Henri Becquerel e o casal Curie, bem como o elemento Rádio, descoberto, também, por Pierre e Marie Curie (ASCO, 2018.).

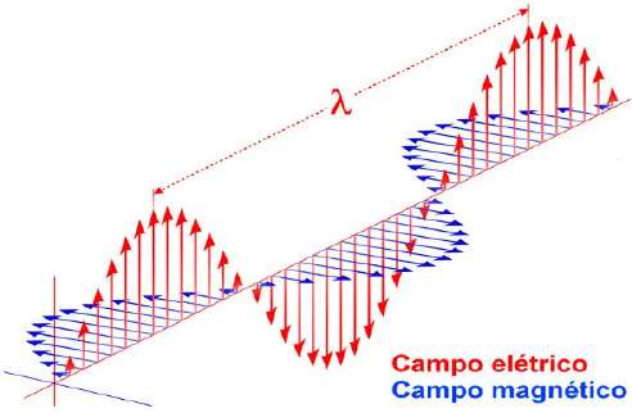
3.1.1. Radiação Ionizante

A radiação ionizante é caracterizada por sua habilidade de excitar e ionizar átomos da matéria com os quais interage. A energia necessária para fazer com que um elétron de valência escape de um átomo é da ordem de 4-25 eV (ATTIX, 1986). Então, a radiação deve transportar energia cinética ou quântica superior a essa magnitude para ser chamada de ionizante. Durante esse processo de ionização, o átomo entra em um estado excitado e se torna energeticamente instável. Para manter a sua estabilidade energética, o átomo emite a energia em excesso na forma de partículas carregadas (natureza corpuscular) ou fótons (natureza eletromagnética).

A natureza corpuscular é definida pela presença de carga elétrica, massa e energia cinética. Em consonância com sua massa, podemos classificar tais partículas como pesadas (radiação alfa, prótons e nêutrons), médias (mesons) e leves (elétrons e pósitrons).

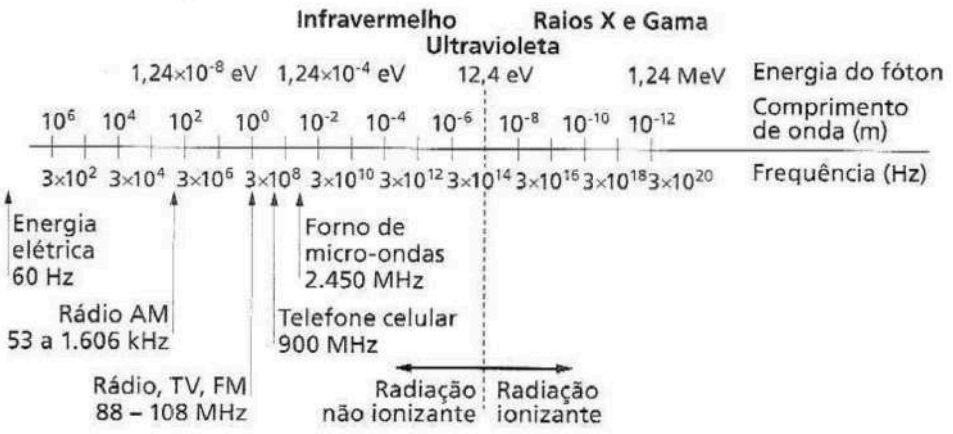
Já a natureza eletromagnética (raios gama e raios-x) contém caráter duplo, com propriedades de movimento como onda e propriedades de característica de partícula com massa zero. Uma onda eletromagnética é caracterizada por possuir campos elétrico e magnético oscilantes e perpendiculares entre si, conforme apresentado na Figura 3, e se propagam no vácuo com a velocidade da luz ($3x10^8 m.s^{-1}$). A Figura 4 mostra como a energia do fóton aumenta conforme o comprimento de onda diminui e a frequência aumenta, classificando os diferentes tipos de radiação, desde as ondas de rádio até os raios-x e gama.

Figura 3 - Representação de uma onda eletromagnética com os campos elétrico e magnético oscilantes e perpendiculares entre si.



Fonte: MUNDO EDUCAÇÃO, [s.d.].

Figura 4 - Relação energia do fóton, comprimento de onda, frequência e tipo de radiação.



Fonte: OKUNO, 1982.

Max Planck, ao reinterpretar a emissão de radiação, postulou que a luz (visível ou não) tem sua energia distribuída em pacotes (mais tarde vieram a ser chamados fótons) e cada pacote carregaria uma energia proporcional à frequência da onda de luz. Isto é:

$$E = h\nu. \tag{1}$$

Onde, ν é a frequência da onda de luz e h a constante de Planck (h = $6{,}63 \times 10^{-34}$ J.s).

A radiação ionizante também pode ser dividida em diretamente ionizante (partículas carregadas, que entregam sua energia diretamente a matéria, através da força de coulomb ao longo da trajetória da partícula) e indiretamente ionizante (fótons ou nêutrons, ou seja, partículas não carregadas, que primeiro transferem sua energia para partículas carregadas na matéria).

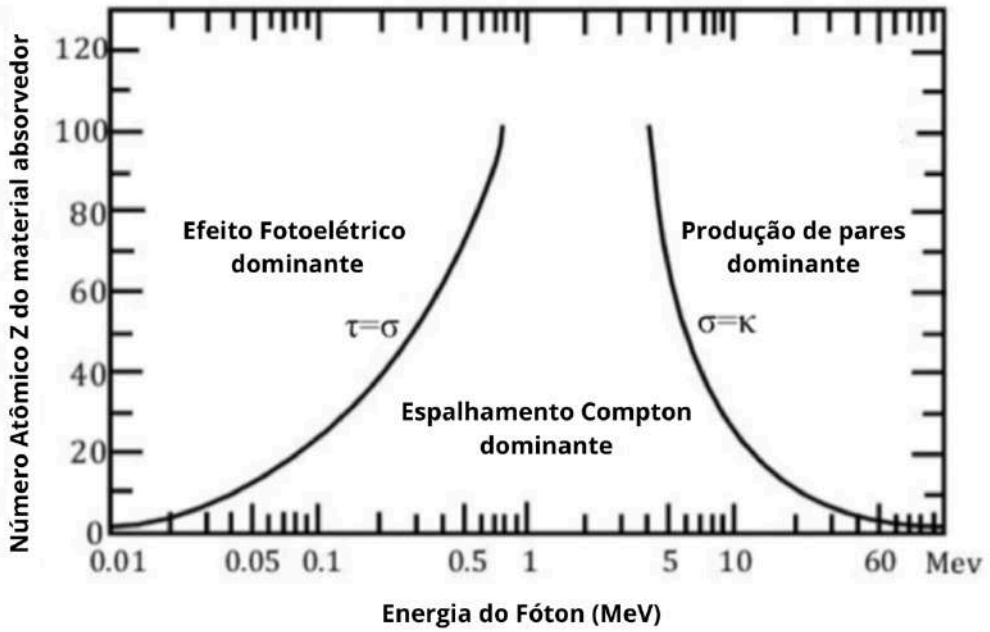
3.1.2. Interação de Raios-x e gama com a Matéria

Os fótons podem sofrer várias interações com os átomos de um meio atenuador e a probabilidade de cada interação depende da energia do fóton e do número atômico Z do material atenuador. Para o interesse da física médica, existem 5 tipos de interações de fótons a serem consideradas:

- **ESPALHAMENTO COMPTON (espalhamento incoerente);**
- **EFEITO FOTOELÉTRICO;**
- **PRODUÇÃO DE PARES;**
- ESPALHAMENTO RAYLEIGH (espalhamento coerente);
- INTERAÇÃO FOTONUCLEAR.

Sendo o espalhamento compton, o efeito fotoelétrico e a produção de pares as interações as mais importantes, pois resultam na transferência de energia para os elétrons que, então, transmitem essa energia à matéria em muitas (geralmente pequenas) interações de Coulomb, ao longo da trajetória (Gráfico 1).

Gráfico 1 - Efeito dominante de interação de fótons com a matéria em função do número atômico do material e da energia do fóton.



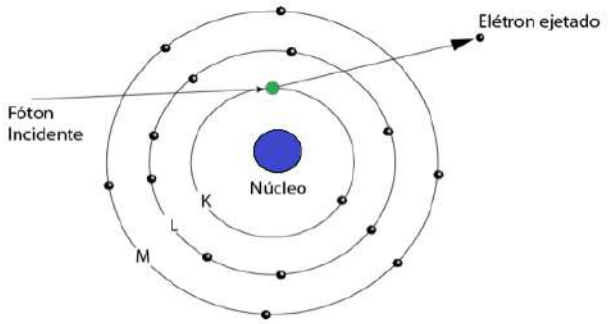
Fonte: Adaptado de ATTIX, 1986.

O efeito fotoelétrico, como ilustrado na Figura 5, é caracterizado pela interação do fóton com um elétron orbital fortemente ligado de um meio atenuador, que causa a ejeção deste elétron orbital com uma energia cinética dada por:

$$E_K = h\nu - E_B \qquad (2)$$

Onde E_B é a energia de ligação do elétron orbital e $h\nu$ é a energia do fóton incidente. No efeito fotoelétrico, pode ocorrer uma descontinuidade na curva que descreve a sua probabilidade de interação em função da energia e esta é chamada de pico de absorção da camada K quando 1 pico (quando 2, K e L ou K_α e K_β). Isso ocorre quando o fóton incidente transfere toda sua energia para o elétron orbital e essa energia é muito maior que a energia de ligação, necessitado assim que um elétron de camada superior ocupe essa vacância (processo de desexcitação).

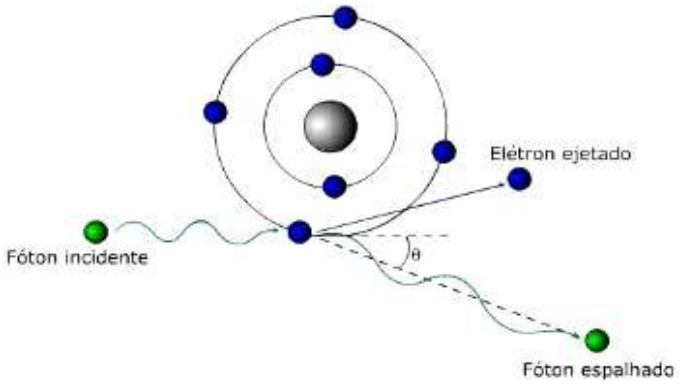
Figura 5 - Desenho esquemático do efeito fotoelétrico.



Fonte: DAVID, 2018.

O espalhamento compton representa a interação de um fóton com um elétron orbital essencialmente livre e estacionário (elétron da última camada eletrônica de um átomo, fracamente ligado, que está em repouso). A energia do fóton incidente é muito maior que a energia de ligação do elétron orbital ($h\nu >> E_B$). O fóton perde parte de sua energia para o elétron de recuo e é espalhado como um fóton com energia $h\nu'$, num ângulo Θ de espalhamento (Figura 6).

Figura 6 - Desenho esquemático do espalhamento compton.

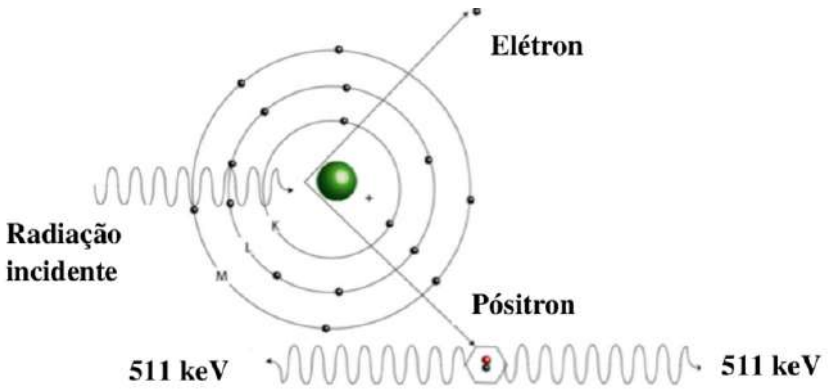


FONTE: EFEITOS FOTOELÉTRICO E COMPTON, [s.d.].

Na produção de pares, o fóton incidente é absorvido na interação e toda sua energia é convertida em massa de repouso e energia cinética de um par partícula-antipartícula, ambas carregadas (elétron-pósitron). Para que a produção de pares ocorra é necessária uma energia mínima do fóton de $2m_ec^2$ = 1,02 MeV.

O pósitron produzido, ao perder energia cinética, irá se combinar com um elétron do meio material gerando radiação de aniquilação composta de dois fótons gama de 511 keV cujas trajetórias apresentam entre si um ângulo de 180° (Figura 7).

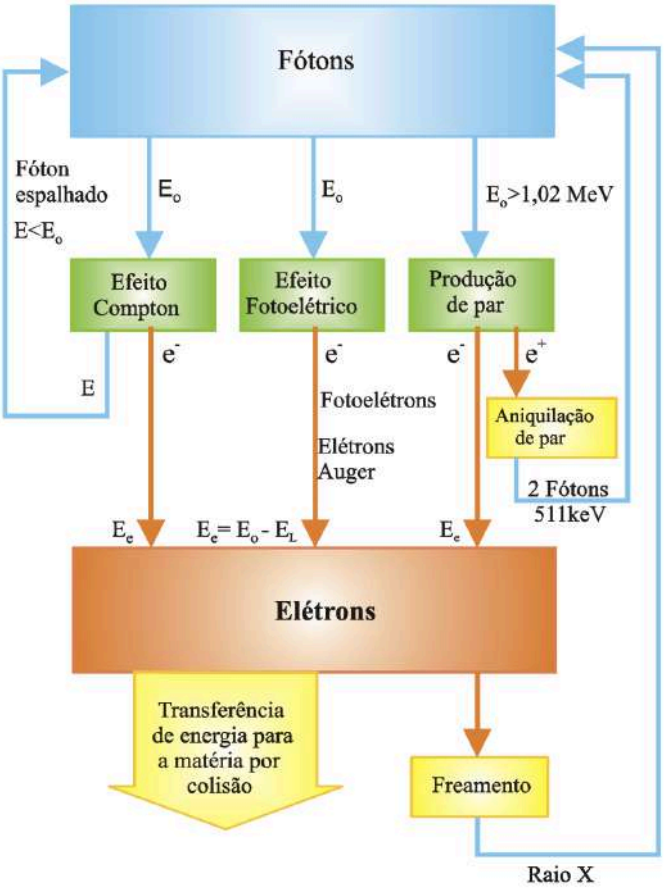
Figura 7 - Desenho esquemático da produção de par elétron-pósitron e aniquilação.



Fonte: LIMA, M. F. F.; SAMPAIO, M. V. M.; MORAIS, F. S.; SILVA, J. S., 2024.

Para uma melhor compreensão dos processos envolvidos na interação de fótons com a matéria, a Figura 8 ilustra detalhadamente seus mecanismos em diferentes níveis de energia e as consequências dessas interações.

Figura 8 - Processos integrados da interação.

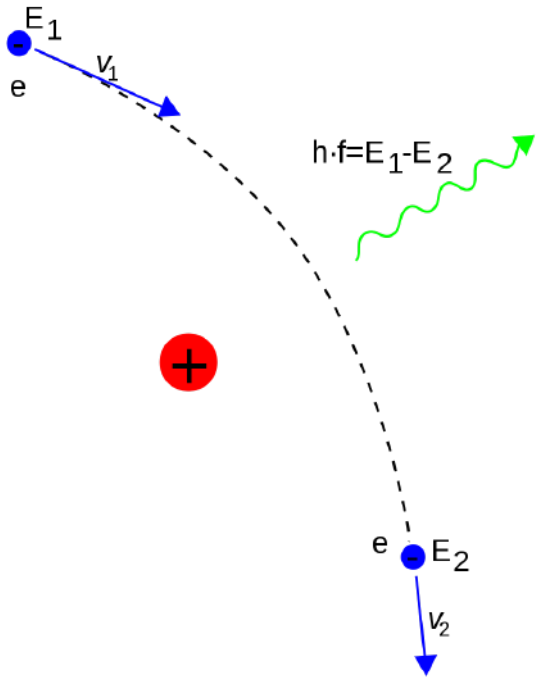


Fonte: TAUHATA, 2014.

3.1.3. *Bremsstrahlung*

Também conhecida como radiação de freamento, ocorre devido a desaceleração causada pelo campo coulombiano de uma carga sobre outra, podendo ocorrer entre elétron e um núcleo positivo pesado (Figura 9).

Figura 9 - Desenho esquemático da produção da radiação de freamento.



Fonte: PUC-RIO, 2005.

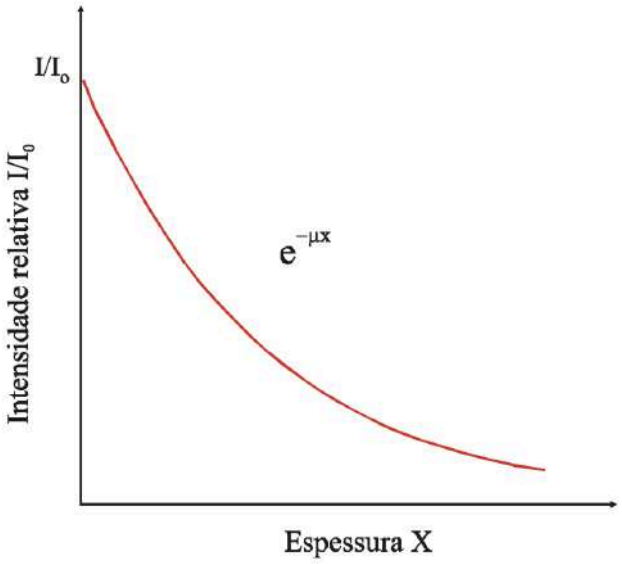
3.1.4. Atenuação do Feixe de Fótons

Quando um feixe de radiação de raios x ou γ interage com um material, parte da radiação é espalhada, parte é absorvida pelos processos descritos anteriormente e uma outra parte atravessa o material sem interagir. O comportamento da intensidade do feixe incidente, *I*, durante a interação do feixe com um material de espessura x pode ser descrito por

$$I = I_0 e^{-\mu.x} \qquad (3)$$

Onde I_0 é a intensidade inicial do feixe e μ é a probabilidade de o feixe sofrer atenuação devido aos efeitos compton, fotoelétrico e produção de pares, sendo nomeado de coeficiente de atenuação linear total (Gráfico 2).

Gráfico 2 - Comportamento da variação da intensidade relativa em função da espessura X do material atenuador.



Fonte: TAUHATA, 2014.

3.1.5. Seção de Choque

Para as radiações indiretamente ionizantes, o conceito de interação é aplicado para processos em que a energia e/ou a direção da radiação é alterado. E isso ocorre de maneira aleatória e probabilística. Dessa forma, definimos a seção de choque para uma radiação em relação a um dado material como a probabilidade de interação por unidade de fluência de partículas daquela radiação por centro de interação do material. Onde a fluência é o número de partículas que passa por unidade de área. A unidade utilizada no sistema internacional, S.I., é o m^2. A Tabela 1 lista os efeitos dominantes da interação de fótons com a matéria e sua respectiva

variação na seção de choque.

Tabela 1: Relação entre efeito dominante da interação e a seção de choque.

MODO DE INTERAÇÃO	SEÇÃO DE CHOQUE
Fotoelétrico	$\propto \frac{Z^4}{E^3}$
Compton	$\propto \frac{Z}{E}$
Produção de pares	$\propto ZE^2$

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

3.1.6. Grandezas Radiológicas

A partir da descoberta da radiação ionizante, foram desenvolvidos métodos para a sua produção, caracterização e medição, bem como de definição de grandezas que expressassem a sua interação com o tecido humano. O objetivo final era estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas, entre si e com os riscos de dano. Foi necessário definir padrões para servir como valores de referência às calibrações e surgiram instituições internacionais que cuidam apenas da definição destas grandezas, relações entre elas e suas respectivas unidades. A International Commission on Radiological Protection, ICRP, fundada em 1928 (TAUHATA, 2014) promove o desenvolvimento da radioproteção, faz recomendações voltadas para as grandezas limitantes. E a Internacional Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, fundada em 1925 (TAUHATA, 2014), cuida especialmente das grandezas básicas e das operacionais. As principais quantidades que são usadas para descrever a interação do campo de radiação ionizante com a matéria são (TAUHATA, 2014):

- Atividade (*A*): também conhecida como taxa de decaimento. É o número de transformações nucleares por unidade de tempo que ocorre numa amostra de material radioativo. Essa grandeza é expressa pela equação dN/dt, onde dN é o número de núcleos radioativos contidos na amostra ou material. Sua unidade no S.I. é o becquerel (Bq).
- Fluência (*Φ*): é o quociente dN/da, onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de seção de área da. Sua unidade é

expressa por m^{-2}.

- KERMA (*K*): é a abreviatura em inglês (*kinetic energy released per unit mass*) para energia cinética liberada por unidade de massa. Grandeza que quantifica a energia média transferida da radiação indiretamente ionizante para a radiação diretamente ionizante. Ou seja, é o valor da energia transferida para partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse. Sua unidade pode ser expressa por erg/g, rad ou J/kg (gray: Gy) pelo S.I.
- Dose Absorvida (*D*): é a energia média transmitida ($\bar{\varepsilon}$) pela radiação ionizante à matéria de massa m em um volume finito V. A energia transmitida é a soma de toda a energia que entra no volume de interesse menos toda a energia que sai do volume, levando em consideração qualquer conversão de massa-energia dentro do volume. Sua unidade pode ser expressa por rad ou J/kg (gray: Gy).
- Exposição (*X*): é a ionização equivalente do kerma de colisão no ar para raios-x e raio-γ. Isto é, expressa o quociente entre dQ por dm, onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm, são completamente freados no ar. Tem como unidade no S.I. o C/kg, mas também pode ser expressa em Roentgen (R).

Para facilitar a compreensão destas grandezas radiológicas, a Tabela 2 apresenta suas respectivas definições, acompanhadas de unidades de medida.

Tabela 2 - Grandezas Físicas.

DEFINIÇÃO	UNIDADES
$A = \lvert\frac{dN}{dt}\rvert = \lambda N$ $A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$	Bq = 1 desintegração/segundo
$\Phi = \frac{dN}{da}$	m^{-2}
$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$	1Gy = 1J/kg = 10^2rad = 10^4erg/g
$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$	1Gy = 1J/kg = 10^2rad = 10^4erg/g
$X = \frac{dQ}{dm}$	R = 2,58 * 10^{-4}C/kg

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

3.2. RADIOBIOLOGIA

A radiobiologia é um ramo da ciência que estuda a ação da radiação ionizante nos tecidos biológicos, ou seja, é uma combinação da física das radiações com a biologia. Da energia transferida pela radiação ao tecido, parte dela induz excitações, cujas consequências são menores que as de ionização. As consequências de suas alterações podem ser divididas em direta ou indiretamente (com a produção de radicais livres, íons e elétrons). Os efeitos da radiação dependem da dose, taxa de dose, do fracionamento, do tipo de radiação, do tipo de célula ou tecido e do indicador considerado.

3.2.1. Fatores de Influência

Os fatores de influência em radiobiologia desempenham um papel crucial na determinação dos efeitos biológicos das radiações ionizantes. A análise desses fatores é essencial para compreender os mecanismos de interação da radiação com os organismos vivos e suas consequências. Estes fatores também incluem: idade, sexo e estado físico, de acordo TAUHATA, 2014.

Idade

O indivíduo é mais vulnerável à radiação quando criança ou quando idoso. Isto porque, na infância, os órgãos, o metabolismo e as proporções ainda não se estabeleceram por definitivo, dessa forma, alguns efeitos biológicos podem ter resposta com intensidade ou tempo diferentes de um adulto. É também nesta fase, que o processo de multiplicação celular é muito significativo, então as células são mais sensíveis à radiação. Já no caso do idoso, o processo de reparo celular é de pouca eficiência e a resistência imunológica é menor que a de um adulto normal.

Sexo

Quando comparamos o sexo, as mulheres são mais sensíveis à radiação do que os homens. Isto porque possuem órgãos reprodutores internos e os seios são constituídos de tecidos muito sensíveis à radiação. Além disso, existe o período de gestação, onde o feto apresenta a fase mais vulnerável à radiação e a mãe tem seu organismo bastante modificado em forma, composição hormonal e química.

Estado Físico

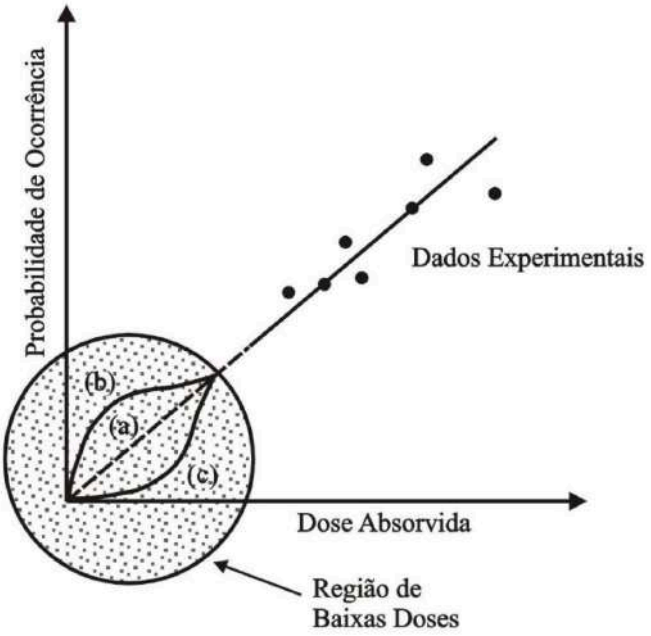
O estado físico do indivíduo influencia bastante na resposta à radiação. Se uma pessoa é forte, resistente, bem alimentada, sua resposta aos possíveis danos da radiação será reduzida quando comparada àquela de uma pessoa fraca, subalimentada e com deficiência imunológica. A avaliação do estado físico é importante durante a tomada de decisão para o tratamento radioterápico de uma pessoa com câncer, isto porque, em alguns casos, o tratamento poderia resultar num agravamento do quadro clínico.

3.2.2. Efeitos Biológicos

Os efeitos biológicos radioinduzidos podem receber denominações em função do valor da dose e forma de resposta, em função do tempo de manifestação e do nível orgânico atingido (Gráfico 3). Dessa forma, classificamos em:

- Estocásticos e Determinísticos (em função da dose e forma de resposta);
- Imediatos e Tardios (em função do tempo de manifestação);
- Somáticos e Hereditários (em função do nível orgânico atingido).

Gráfico 3 - Modelo de extrapolação linear (curva a) para a correlação entre dose-efeito biológico, onde não são contabilizados possíveis efeitos de aumento da probabilidade de ocorrência na região de doses baixas (curva b) ou da existência de limiares ou de fatores de redução da incidência dos efeitos até então desconhecidos (curva c).

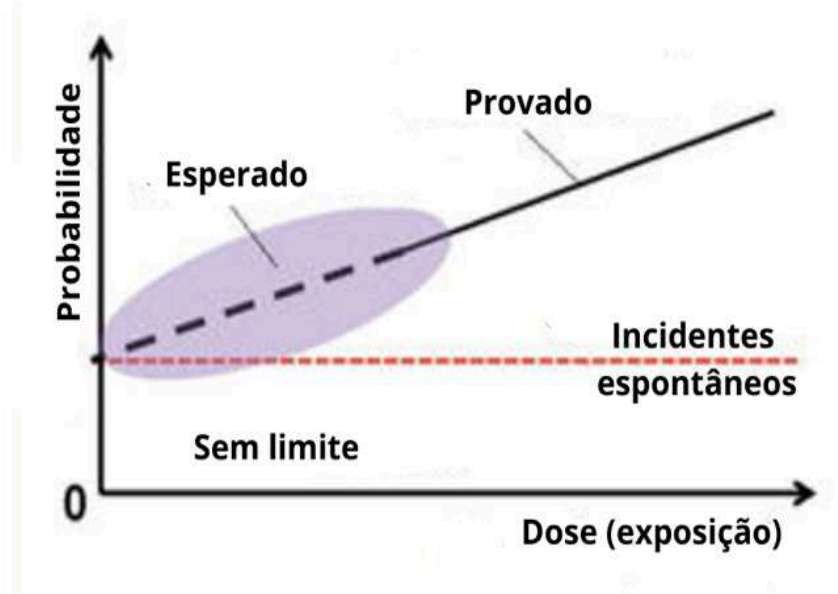


Fonte: TAUHATA, 2014.

3.2.3. Efeito Estocástico

Não possui um limiar de dose. Sua probabilidade de ocorrência é proporcional à dose (Gráfico 4). Neste caso, a exposição do meio biológico à radiação ionizante pode provocar danos às células de DNA que pode se reproduzir acarretando uma transformação celular, ou seja, células com erros genéticos (mutações), exemplo consequente é o aparecimento de câncer e leucemia. Quando o dano ocorre em células germinativas podem ocorrer doenças hereditárias. O período de aparecimento (detecção) do câncer após a exposição pode chegar até 40 anos.

Gráfico 4 - Relação entre probabilidade de ocorrência do efeito estocástico e dose.

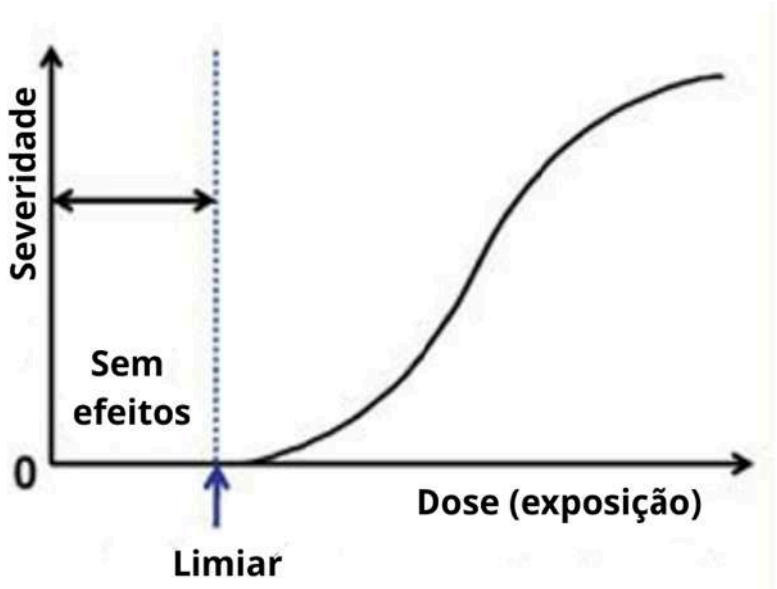


FONTE: Adaptado de SABOL, 2023.

3.2.4. Efeito Determinístico

Também conhecido como reação tecidual. Tal efeito possui um limite de dose para ocorrer. Sua severidade (dano) aumenta proporcionalmente com a dose (Gráfico 5). Ao ultrapassar seu limiar, leva a destruição celular, que não consegue ser compensada, ou seja, ocorre a morte celular.

Gráfico 5 - Relação entre severidade do efeito determinístico e dose.



FONTE: Adaptado de SABOL, 2023.

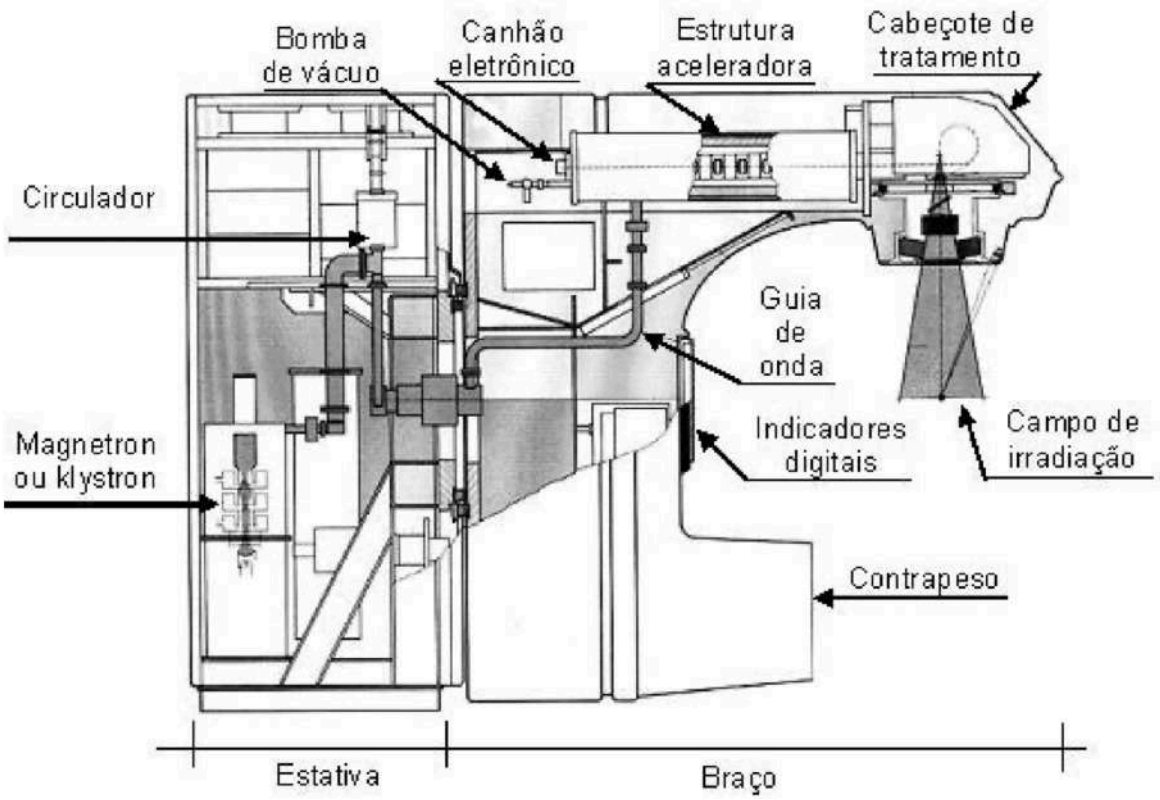
3.3. ACELERADOR LINEAR

Os aceleradores lineares (LINAC) utilizados em medicina são aceleradores onde seu processo de aceleração é repetitivo, estes aceleram elétrons com energias máximas de 4 a 25 MeV. Em um LINAC, os elétrons são acelerados seguindo trajetórias retas em estruturas evacuadas especiais chamadas guias de onda de aceleração. Os elétrons seguem um caminho linear através da mesma diferença de potencial relativamente baixa várias vezes. Os campos de radiofrequência de alta potência usados para a aceleração de elétrons nas guias de onda de aceleração são produzidos através do processo de desaceleração de elétrons em potenciais de retardo em dispositivos evacuados especiais chamados magnetrons e klystrons.

Quando elétrons de alta energia deixam o tubo acelerador, eles colidem com um alvo de metal e são desacelerados, sendo sua energia liberada em forma de raios-x, radiação de bremsstrahlung, com um espectro de energia contínuo e um valor de pico em função da energia dos elétrons que colidiram com o alvo.

Para uma melhor visualização do LINAC, consulte a Figura 10, que demonstra a estrutura e os componentes principais desse dispositivo, que é utilizado em aplicações de radioterapia e em pesquisas científicas.

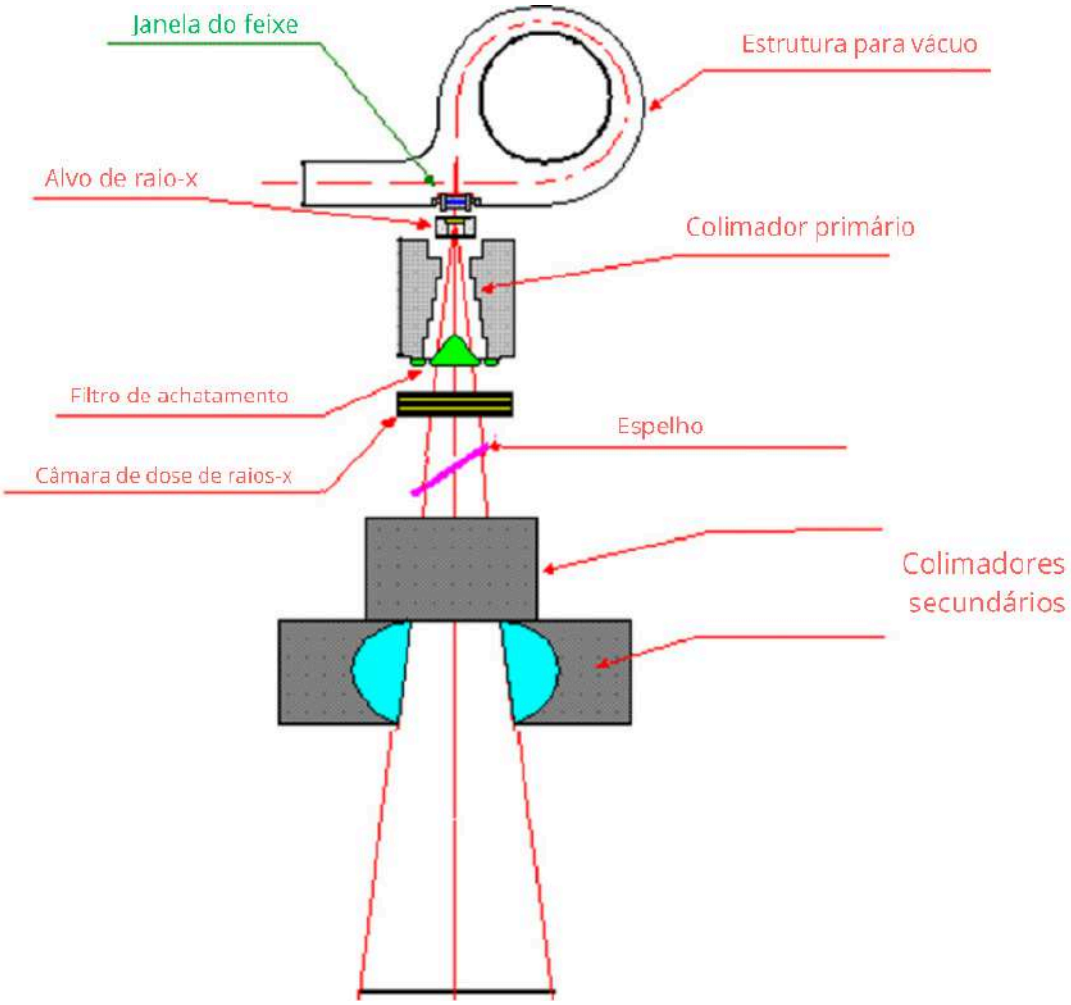
Figura 10 - Acelerador linear médico.



Fonte: SOUZA, 2020.

A estrutura do *gantry* do acelerador linear é uma das partes fundamentais desse equipamento, responsável por sustentar e direcionar a unidade de tratamento. Esta é um componente giratório que permite a movimentação em torno do paciente, possibilitando a aplicação precisa da radiação em diferentes ângulos. Essa mobilidade é crucial para atingir o PTV de forma eficiente, minimizando a exposição dos tecidos saudáveis ao redor do volume alvo. Seus componentes essenciais estão ilustrados na Figura 11.

. Figura 11 - Esquema de um acelerador para fótons.

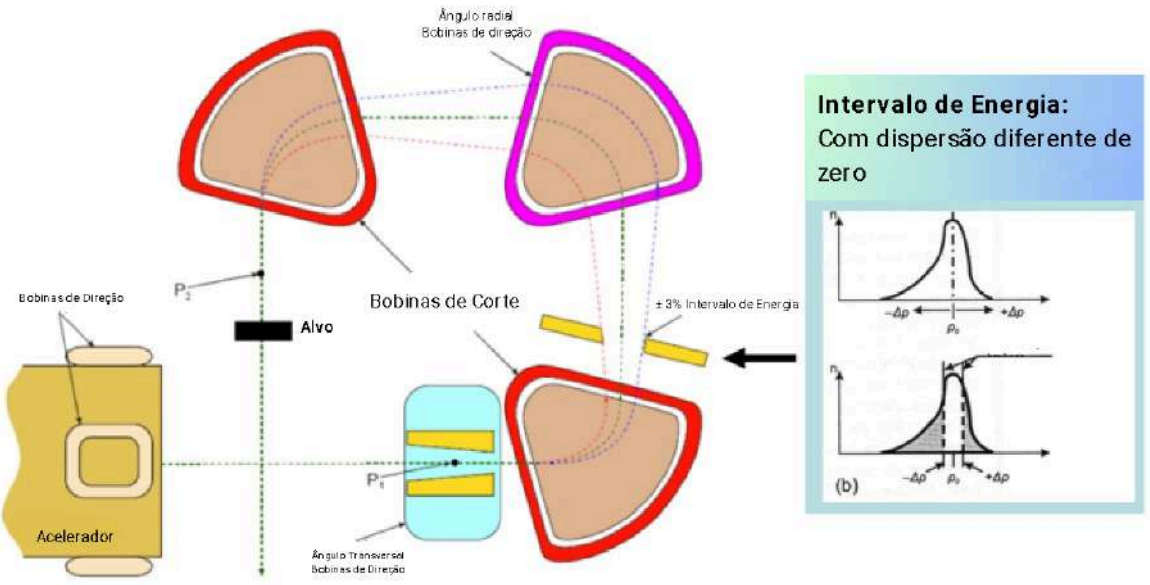


Fonte: Adaptado de SARDARI & MALEKI & SAMAVAT & ESMAEELI DAFCHAHI, 2010.

3.3.1. Direcionamento do Feixe

O direcionamento do feixe é desviado por 270 graus por meio de uma deflexão magnética para ir na direção do colimador (Figura 12).

Figura 12 - Defletor magnético Varian.

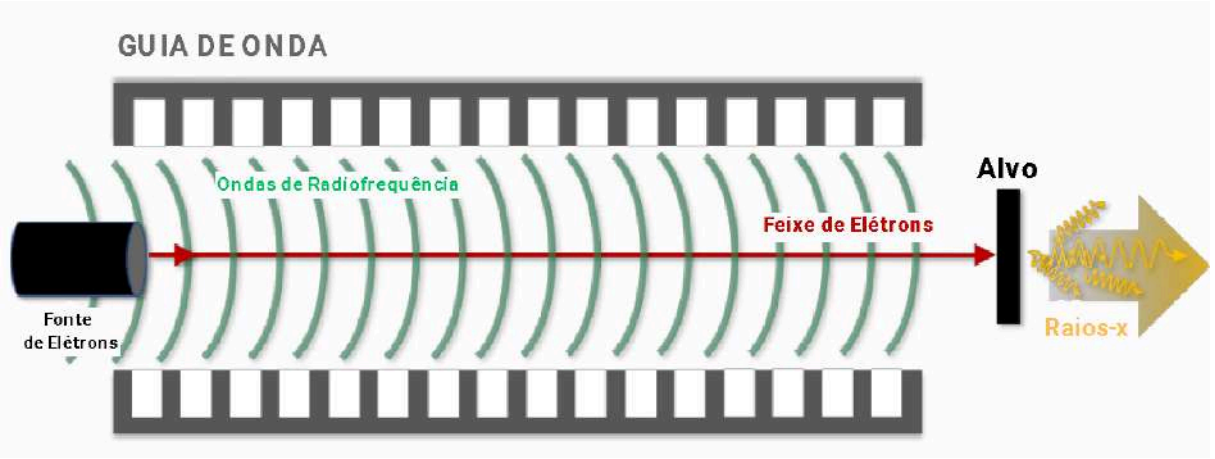


Fonte: Adaptado de PRÆESTEGAARD, [s.d.].

3.3.2. Produção de Raio-x

Quando os elétrons deixam o tubo acelerador linear e são defletidos magneticamente na direção dos colimadores, eles colidem com um alvo de metal. Dessa forma, quando os elétrons passam próximo aos núcleos dos átomos componentes do alvo, carregados positivamente, estes diminuem sua velocidade. Como a energia dos elétrons incidentes é elevada, ela é liberada em forma de raios x, os quais são emitidos do lado oposto da incidência dos elétrons no alvo (Figura 13). Este tipo de radiação é denominado bremsstrahlung, já citada no tópico 3.1.3.

Figura 13 - Alvo de transmissão de um acelerador linear.



Fonte: Adaptado de ECKMÜLLER, 2021.

3.3.3. Câmara de Ionização

A câmara de ionização interna do acelerador linear tem por finalidade monitorar a taxa de dose, a dose integrada e a simetria do campo. Como a câmara está em um campo de radiação de alta intensidade e o feixe é pulsado, a eficiência de coleta de íons deve permanecer inalterada com as mudanças na taxa de dose. A câmara de ionização é geralmente selada para que sua resposta não seja influenciada pela temperatura e pressão do ar externo.

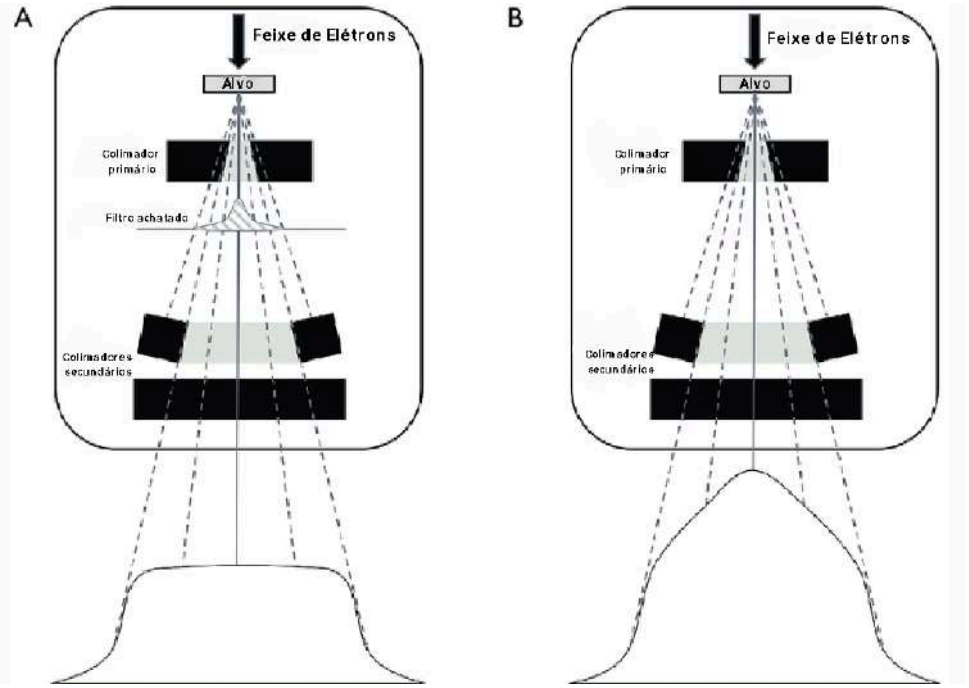
3.3.4. Filtro Achatador

O filtro achatador (Figura 14) é inserido no caminho do feixe para tornar uniforme o campo de irradiação, criando um isocentro clinicamente útil por meio de uma combinação da atenuação do centro do feixe e dispersão na periferia do feixe (Figura 15). Seu material pode ser feito de chumbo, tungstênio, aço, urânio, alumínio ou uma combinação de metais.

Figura 14 - Filtro achatador.

Fonte: KIKALI, [s.d.].

Figura 15 - Esquema do comportamento do feixe (a) com filtro achatador e (b) sem filtro achatador.



Fonte: adaptado de JARUTHIEN, 2021.

3.3.5. Colimador Multilâminas

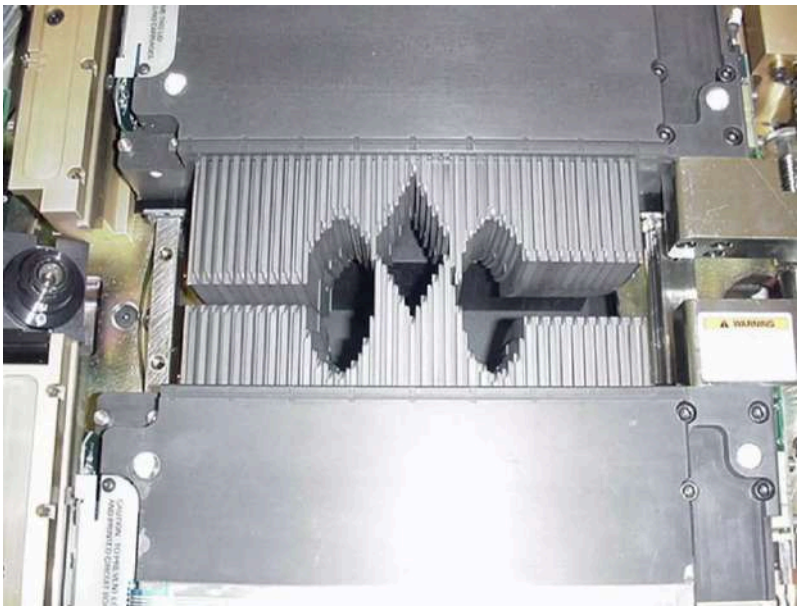
O objetivo do uso do colimador multilâminas é definir o formato e tamanho do

campo para o tratamento do paciente, bem como modular a intensidade do feixe em tratamentos em que essa técnica é empregada. Ou seja, tem finalidade de colimar (ou modelar) o feixe de fótons de forma mecânica. Tais lâminas são controladas computacionalmente e individualmente e são dispostas em torno de 40 a 120 pares, feitas por um material de elevado número atômico (comumente tungstênio) (Figuras 16 e 17).

Figura 16 - Disposição das multilâminas no cabeçote do acelerador linear.

Fonte: SALEMME, 2005.

Figura 17 - Multilâminas do Acelerador Linear.



Fonte: SALEMME, 2005.

3.3.6. Feixe de Fótons

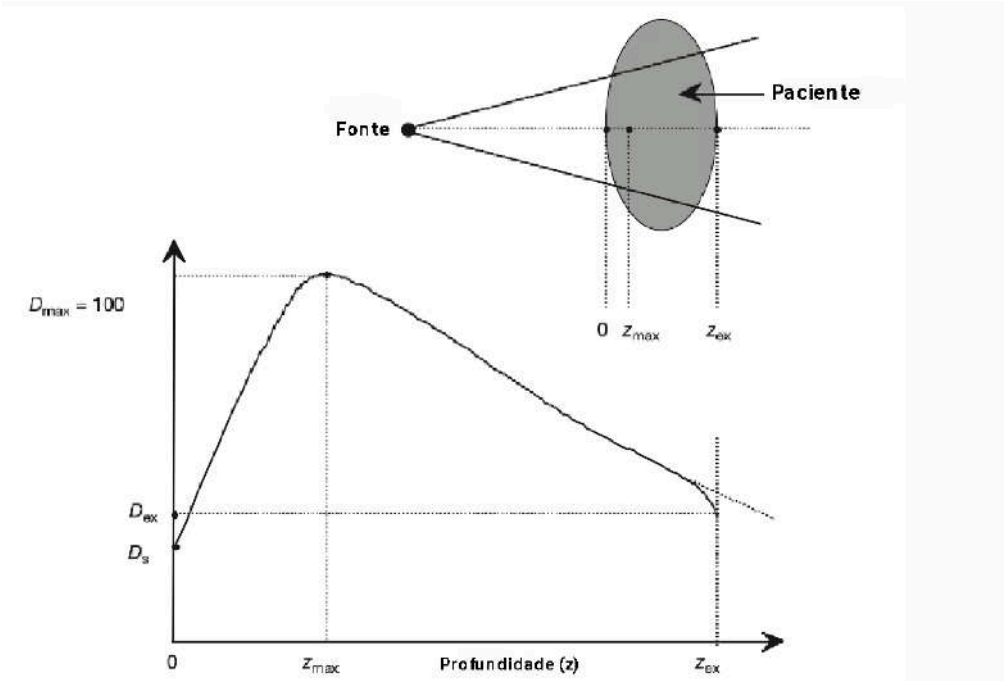
Um feixe de fótons que se propaga através do ar ou do vácuo é governado pela lei do inverso do quadrado da distância. Já um feixe de fótons que se propaga através de um simulador ou paciente é afetado não apenas pela lei do inverso do quadrado, mas também pela atenuação e o espalhamento do feixe dentro do simulador ou paciente.

Para o planejamento do tratamento por radiação, a distância da fonte de radiação até o alvo é extremamente importante para determinação dos cálculos das unidades monitoras, para a precisão e para o resultado do tratamento. Por esta razão, as máquinas foram dimensionadas para efetuar o tratamento a uma determinada distância entre a fonte e o alvo. Os aceleradores lineares clínicos, independentemente da energia dos feixes produzidos, apresentam a distância fonte-isocentro de 100 cm.

O comportamento de um feixe de fótons de megavoltagem em um paciente é caracterizado por um fenômeno chamado "pico de dose em profundidade" (Gráfico 6). Isto é, quando o feixe penetra na pele, há uma deposição de dose relativamente

baixa, chamada de dose de entrada (D_s). À medida que o feixe avança, ocorre um aumento na deposição de dose, atingindo um valor máximo, conhecido como pico de dose ou profundidade de dose máxima (D_{max}). Após esse ponto, a dose começa a decair exponencialmente devido à atenuação e dispersão dos fótons. Esse comportamento permite que a dose máxima seja depositada em profundidade, o que é vantajoso para tratamentos de tumores internos, minimizando a dose na pele e nos tecidos superficiais e maximizando a concentração no volume alvo (do inglês, Planning Target Volume, PTV).

Gráfico 6 - Deposição de dose de um feixe de fótons de mega voltagem em um paciente.

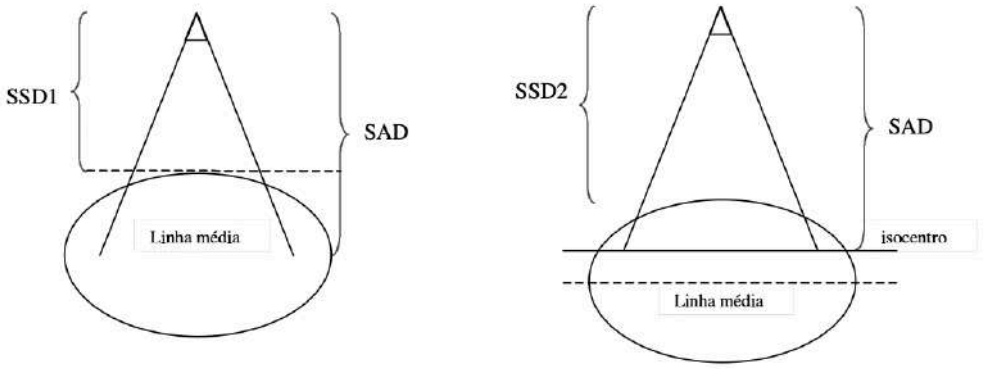


Fonte: Adaptado de PODGORSAK, 2005.

3.3.7. SAD (*Source Axis Distance*)

Representa a distância da fonte de radiação até o ponto onde o eixo de rotação do aparelho se encontra com o eixo do feixe de radiação e eixo de rotação do *gantry*, do cabeçote (colimador) e da mesa de tratamento. Esse ponto é denominado isocentro e em português essa distância é denominada distância fonte isocentro. Na prática clínica, consiste na determinação de um ponto em uma determinada profundidade no paciente, ao redor do qual o aparelho irá girar (isocentro). O posicionamento do isocentro em alvos a diferentes profundidades, implica na variação da distância fonte pele (SSD) (Figura 18).

Figura 18 - Comparação do SAD entre dois planos (isocentro na linha média e fora dela).



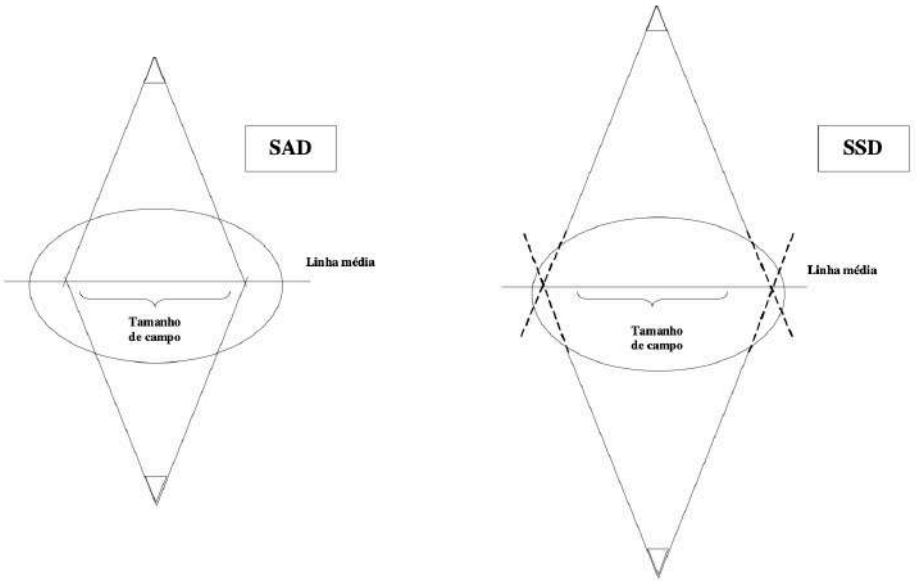
Fonte: INCA[2], [s.d.].

3.3.8. SSD (*Source Skin Distance*)

Representa a distância da fonte de radiação até a pele do paciente. Embora indicada para lesões superficiais, lesões profundas são também tratadas pela técnica da SSD, mesmo quando são utilizados campos paralelos e opostos e/ou uma combinação de vários campos (Figura 19). Esta disposição é baseada na projeção, na superfície (pele), no volume alvo (GTV), nas margens de segurança (CTV) e na penumbra (PTV). A técnica da SSD representa a fase precursora da SAD utilizada antes dos aparelhos girarem ao redor de um centro (isocentro). Os aparelhos de radioterapia antigos eram fixos (estacionários), e o paciente era rotacionado para tratar cada campo de radiação. Atualmente, essa técnica é pouco

utilizada, mas pode ser empregada em casos específicos, como na presença de um PTV muito grande. Nessas situações, o uso do colimador multilâminas (MLC) possibilita viabilizar o tratamento, proporcionando maior conformidade na distribuição da dose de radiação.

Figura 19 - Comparação entre os tamanhos de campo quando se muda a técnica: SSD X SAD.

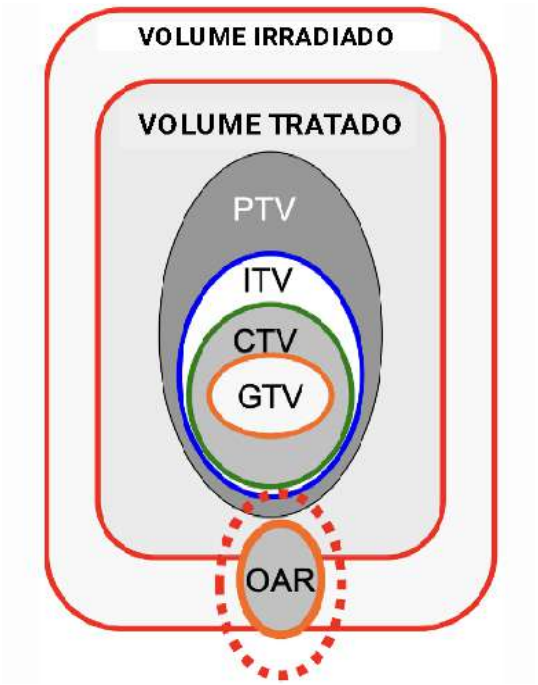


Fonte: INCA[2], [s.d.].

3.4 RADIOTERAPIA

O objetivo da radioterapia é entregar ao tumor a dose prescrita pelo radioterapeuta, preservando ao máximo os tecidos sadios no entorno do volume alvo. A radioterapia trabalha com fontes seladas, dessa forma, o paciente não tem contato com o material radioativo. Antes de definir a técnica de tratamento, ainda na fase de planejamento, é necessário a segmentação de estruturas. Isto é, através da imagem obtida do paciente, algumas regiões de interesse são delineadas, como esquematizadas na Figura 20.

Figura 20 - Volumes de interesse no planejamento de radioterapia.



Fonte: Adaptado de IAEA[2], [s.d.].

Podemos definir tais volumes de interesse como:

- GTV (*Gross Tumor Volume*), que pode ser traduzido a grosso modo como volume tumoral bruto. Região de extensão e localização macroscópica do crescimento maligno (tumor visível na tomografia computadorizada);
- CTV (*Clinical Target Volume*) traduzido como volume alvo clínico. Região onde o volume de tecido contém um GTV e doença maligna subclínica que deve ser eliminada;
- ITV (*Internal Target Volume*): volume alvo interno, que possui uma margem adicionada ao CTV para compensar os movimentos fisiológicos esperados (como por exemplo: a respiração) e as variações no tamanho, forma e posição do CTV durante a terapia. Ou seja, essa região pode ser definida como CTV mais uma “Margem Interna”;
- PTV (*Planning Target Volume*) é o volume alvo de planejamento. Essa região é um conceito geométrico usado para planejamento de

tratamento e é definido para selecionar tamanhos de feixe e arranjos de feixe apropriados, para garantir que a dose prescrita seja realmente entregue ao CTV;

- TV (*Treated Volume*): traduzido como volume tratado, é o volume de tecido que está planejado para receber pelo menos uma dose selecionada para atingir o propósito do tratamento, por exemplo, erradicação ou paliação do tumor, dentro do limite de complicações aceitáveis;
- IV (*Irradiated Volume*): volume irradiado, que é o volume de tecido que recebe uma dose considerada significativa em relação à tolerância normal do tecido;
- OAR (*Organs At Risk*) são órgãos em risco. Isto é, são órgãos que possuem sensibilidade à radiação e que a dose recebida durante o tratamento pode ser significativa em comparação com sua tolerância.

3.5. TÉCNICAS DE TRATAMENTO

3.5.1 CT3D

Na radioterapia tridimensional a aquisição das imagens de tomografia deve ser feita com o paciente imobilizado e em posição de tratamento. As imagens são transferidas a um sistema de planejamento, onde o médico delimita em todos os cortes tomográficos o alvo de tratamento e a quantidade de tecido normal que será atingido. No tratamento radioterápico 3D do sistema nervoso central, a distribuição de dose é calculada em todo o volume do órgão irradiado.

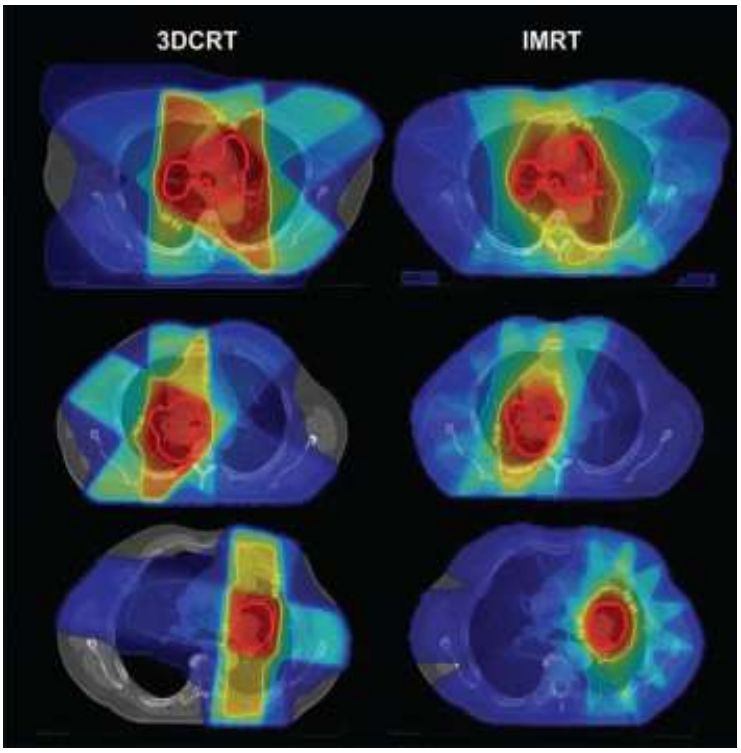
A conformação do feixe de radiação à região a ser tratada baseando-se em imagens tridimensionais reconstruídas digitalmente provenientes de tomografia computadorizada (CT), como também de ressonância magnética (RM) e/ou tomografia por emissão de pósitrons-tomografia computadorizada (PET/CT).

De modo geral, essa técnica é feita através de campos de tratamento que convergem sobre o alvo vindos de direções diferentes. A região de interseção dos campos será o PTV.

3.5.2. IMRT

A radioterapia de intensidade modulada, IMRT, permite a conformação da radiação para o contorno da área alvo e utiliza múltiplos feixes de radiação angulados e de intensidades não uniformes, possibilitando um tratamento concentrado na região do tumor e uma preservação melhor dos órgãos sadios próximos a ele; menos toxicidade para os órgãos sadios. A IMRT permite isolar adequadamente a área do tumor a ser tratada, possibilitando a utilização de uma alta dose de radiação no volume alvo, com menor efeito sobre as células sadias, além de reduzir a toxicidade do tratamento. Com esta técnica, é possível avaliar a distribuição de dose em todo o volume alvo, reduzindo as áreas de altas doses e tornando a distribuição mais homogênea. A modulação da intensidade do feixe é alcançada com o auxílio de colimadores de múltiplas lâminas colocados na saída do acelerador linear. A Figura 21 exemplifica as diferenças de distribuição de doses obtidas com as técnicas CT3D e IMRT. Cada linha da imagem representa cortes transversais do corpo do paciente, nos quais as distribuições de dose de radiação são demonstradas por diferentes colorações. Na técnica 3DCRT há uma distribuição de dose mais homogênea dentro do volume-alvo, mas com uma conformação menos precisa, o que resulta em maior exposição da dose a tecidos saudáveis adjacentes. Já na técnica IMRT há uma distribuição de dose mais conformada ao formato do tumor, com menor irradiação das áreas circundantes. A variação na coloração ao redor do volume-alvo demonstra a capacidade da IMRT de modular a intensidade da dose, reduzindo a exposição dos órgãos sadios próximos ao tumor.

Figura 21 - Exemplo da diferença na distribuição de dose entre as técnicas CT3D e IMRT.



Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2019.

3.5.3. Arcoterapia Volumétrica Modulada

A arcoterapia volumétrica modulada (VMAT ou RapidArc) melhora a eficácia na conformação da dose em torno do volume alvo, poupando significativamente os órgãos sadios adjacentes em um tratamento extremamente rápido. Essa tecnologia é uma evolução da IMRT, pois combina toda a conformação de dose proporcionada por essa técnica com a rapidez de um tratamento em arco para a obtenção de distribuições de dose complexas e com segurança, no menor tempo possível. Em geral, utilizam-se dois arcos em torno do paciente, reduzindo o tempo total de feixe para algo em torno de 2 minutos.

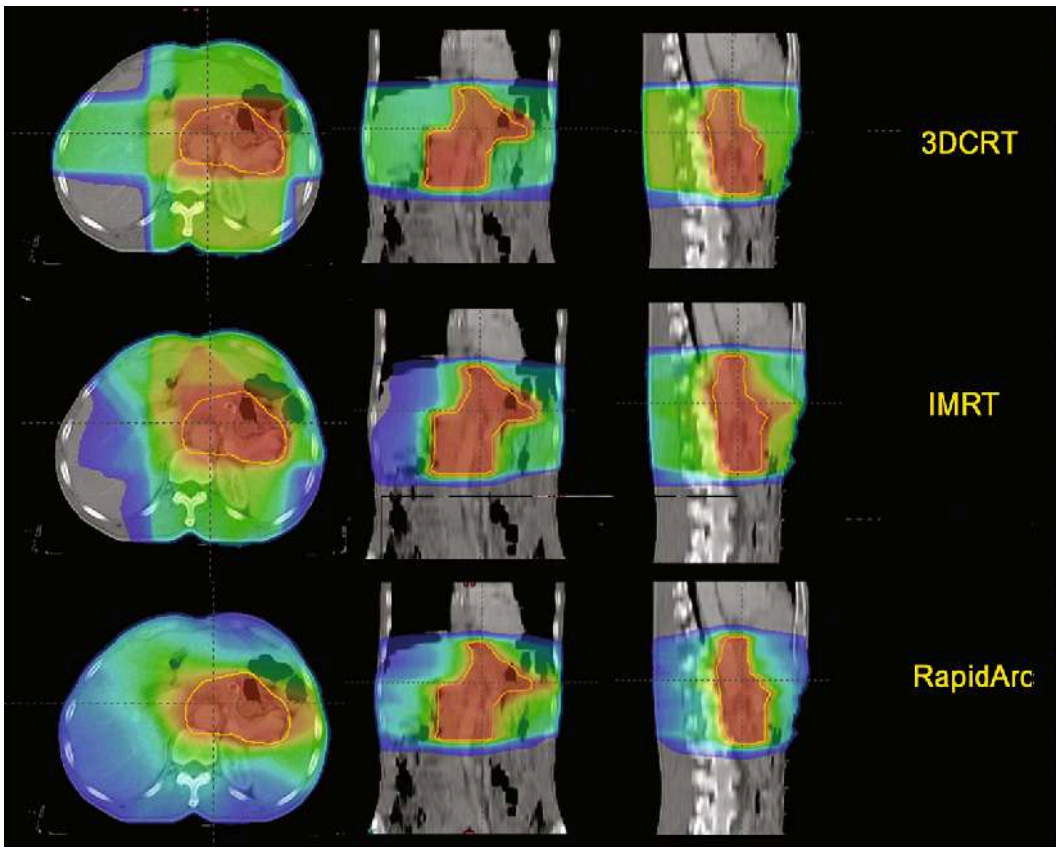
Essa técnica (Figura 22) consiste em um tratamento em arco volumétrico que proporciona uma distribuição precisa de dose 3D com uma única rotação de 360 graus do *gantry* do equipamento em torno do volume alvo. Isso é possível devido a um algoritmo de planejamento que altera simultaneamente três parâmetros durante o tratamento: a velocidade de rotação do equipamento, o uso do colimador multilâminas e a taxa de dose liberada. Assim, todo o volume alvo é atingido de tal

forma que a radiação seja distribuída precisamente em três dimensões. A Figura 23 apresenta as diferenças nas distribuições de dose obtidas com as técnicas CT3D, IMRT E VMAT.

Figura 22 - Acelerador Linear exemplificando a técnica Arcoterapia Volumétrica Modulada.

Fonte: CLEAR WATER RADIATION ONCOLOGY, [s.d.].

Figura 23: Exemplo da diferença na distribuição de dose entre as técnicas CT3D, IMRT E VMAT.



Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2019.

3.6. DOSIMETRIA

3.6.1 Dosímetros Termoluminescentes

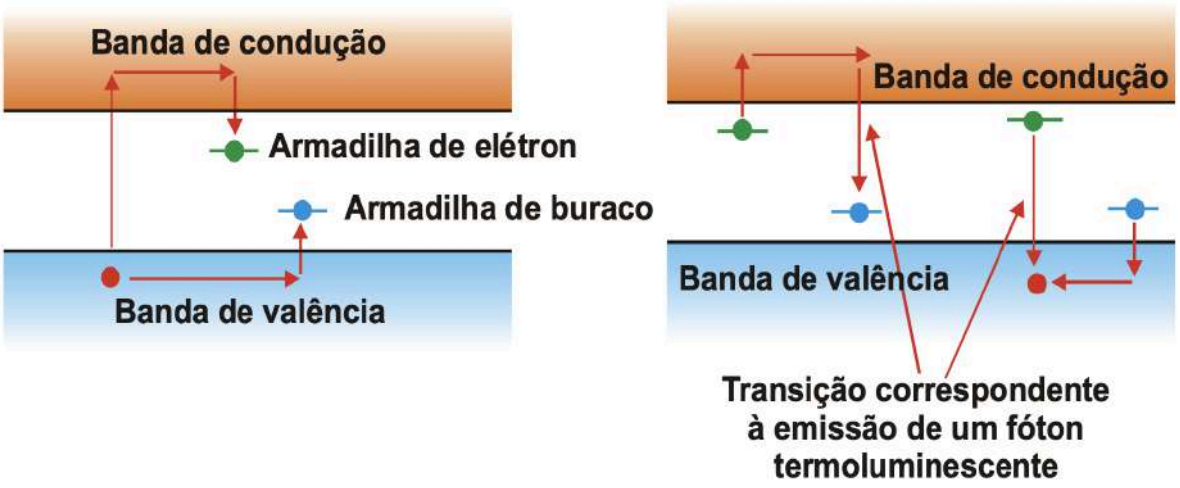
Alguns materiais quando aquecidos, após serem expostos à radiação ionizante, são capazes de emitir luz. Este fenômeno é chamado de radiotermoluminescência, ou simplesmente termoluminescência (TL), como é mais conhecido. O processo da termoluminescência pode ser descrito utilizando o modelo de bandas de energias nos sólidos (CAMPOS, [s.d.]). Os portadores de carga são excitados pela radiação ionizante para as bandas de energia apropriadas, elétrons para a banda de condução e buracos para a de valência, podendo estes portadores de carga vagar por estas bandas até se recombinarem novamente ou serem aprisionados em imperfeições da rede cristalina denominadas armadilhas e localizadas na banda proibida. Em seguida, quando o cristal é aquecido, os

portadores de carga podem receber energia suficiente para deixar suas armadilhas, podendo haver a recombinação destes num centro de recombinação, acontecendo, então, a emissão de luz (Figura 24). A figura 25 apresenta alguns modelos de dosímetros termoluminescentes.

A curva de emissão termoluminescente do TLD, gerada durante a leitura, exibe picos correspondentes à liberação da energia armazenada; entretanto, alguns desses picos podem ser instáveis, principalmente aqueles de baixa temperatura, e não devem ser considerados, pois comprometem a precisão da dosagem. Logo, para otimizar a estabilidade da leitura, são realizados tratamentos térmicos tanto antes quanto após a irradiação. O tratamento pós irradiação remove quaisquer sinais residuais no dosímetro, enquanto o tratamento pré irradiação permite a completa liberação da energia armazenada após a leitura, restaurando o dosímetro para futuras utilizações.

Em doses elevadas, a resposta dos TLD`s não é perfeitamente linear e é visto um comportamento supralinear, onde a resposta aumenta mais rapidamente que a dose recebida. Essa supralinearidade ocorre quando a resposta do dosímetro aumenta de forma desproporcional à dose de radiação recebida, o que significa que ele registra uma quantidade de luz maior do que a dose real aplicada. Esse fenômeno é influenciado por fatores como a concentração de impurezas e defeitos no material TL, que podem introduzir níveis adicionais de armadilhas de energia. Para corrigir essa supralinearidade e obter uma leitura precisa, aplica-se um fator de correção específico na faixa de dose onde esse comportamento ocorre. O fator de correção da dose é comumente determinado de forma experimental e é ajustado com base na curva de resposta do dosímetro previamente estabelecida em condições controladas.

Figura 24 - Modelo de bandas de energia simples.



Fonte: TAUHATA, 2014.

Figura 25 - Materiais Termoluminescentes.

Fonte: RADPRO, [s.d.].

3.6.2. Filmes Radiocrômicos

De acordo com PODGORSAK, 2005, o filme radiocrômico é um tipo de dosímetro utilizado na radioterapia, que tem como característica mudar de cor quando irradiado. Os filmes mais comumente utilizados no meio científico e no ambiente clínico são da marca GafChromic, fabricados e comercializados pela International Specialty Products. Estes filmes são incolores com composição quase equivalente a tecido (9,0% de hidrogênio, 60,6% de carbono, 11,2% de nitrogênio e 19,2% de oxigênio), que desenvolve uma cor azul após a exposição à radiação. Isto é, quando irradiados, estimulam uma reação química formando um polímero azul com absorção máxima próximo a 636 nm e outra significativa, porém de menor intensidade que a primeira por volta de 585 nm. Entretanto, a coloração avaliada a olho nu é próxima da cor verde devido a presença do marcador amarelo na camada ativa do filme (NOLASCO, 2017). Suas principais vantagens nascem da facilidade de se utilizar, manipular e coletar as informações obtidas após uma determinada irradiação. O filme radiocrômico é auto-revelador, não exigindo revelador nem fixador e não necessita de sala escura durante o manuseio. Ou seja, não requer nenhum tipo de produto químico, agente óptico ou térmico. Além disso é adequado para a dosimetria de regiões com alto gradiente de dose e possui uma resolução espacial mais alta do que a maioria dos filmes radiográficos e pode ser usado em regiões de alto gradiente de dose para dosimetria (por exemplo, medições de distribuições de dose em campos estereotáxicos e nas proximidades de fontes de braquiterapia). Sua resposta é totalmente independente da taxa de dose e a dependência energética é quase desprezível, exceto para energias inferiores a 25 keV (NOLASCO, 2017).

A avaliação da resposta do filme radiocrômico é realizada através da digitalização e análise das alterações ópticas feitas pela radiação. Inicialmente, o filme irradiado é digitalizado utilizando um scanner apropriado de transmissão, garantindo que a resolução e as condições de digitalização sejam consistentes e reprodutíveis. Após a imagem ser digitalizada, esta é processada por meio de software especializado, que divide a imagem em seus canais de cores (vermelho, verde e azul) para avaliar a densidade óptica em diferentes regiões do filme. O canal adequado é escolhido, para então a densidade óptica ser medida e correlacionada à

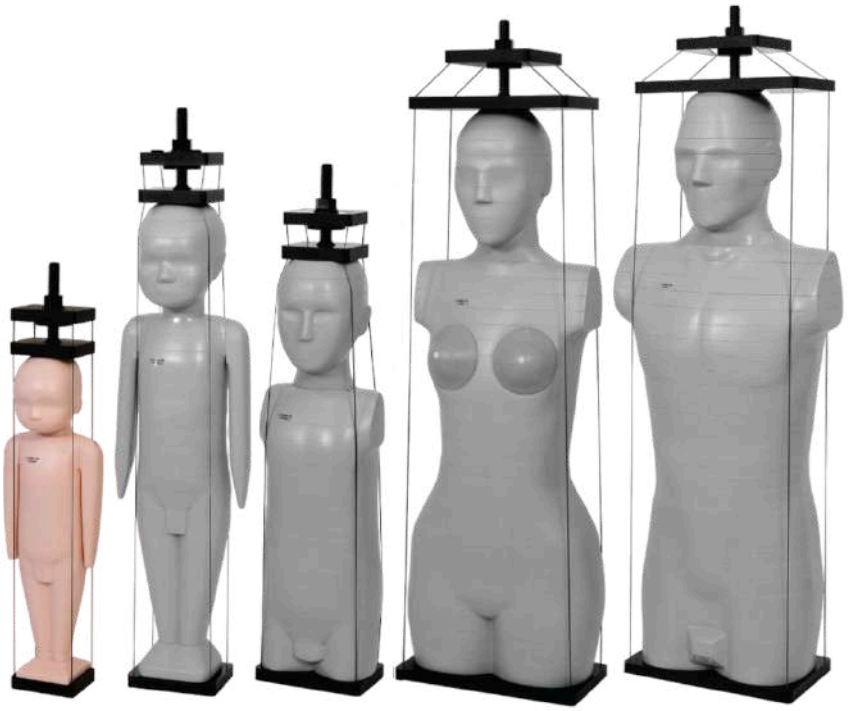
dose de radiação recebida. Essa relação de densidade óptica e dose é feita baseada em uma curva de calibração previamente estabelecida, gerada a partir da exposição de filmes a doses conhecidas de radiação. Esse procedimento permite determinar com precisão a dose no volume de interesse.

3.7. FANTOMA

Um fantoma, no contexto de imagens médicas ou de radioterapia, refere-se a um objeto geométrico ou antropomórfico projetado especificamente para imitar a anatomia humana ou as propriedades dos tecidos. Os fantomas podem ser utilizados para teste e calibração de equipamentos de imagem, medições de dose, garantia da qualidade, pesquisa e treinamento. Na radioterapia, os fantomas são usados para medir e verificar a entrega da dose de radiação para áreas ou órgãos-alvo específicos, ou seja, eles simulam a resposta à radiação dos tecidos humanos, permitindo uma avaliação precisa da distribuição da dose e garantindo um planejamento preciso do tratamento. Os fantomas podem ter diversas formas, tamanhos e complexidades, dependendo do uso pretendido.

Eles são construídos com materiais tecido-equivalentes e vêm sendo utilizados de modo a fornecer uma representação física da anatomia do corpo humano e da interação da radiação com os tecidos. A maioria dos estudos de distribuição de dose utilizam simuladores antropomórficos comerciais. Um destes simuladores antropomórficos é o da CIRS ATOM® (Figura 26). Estes simuladores são seccionados transversalmente com espessura típica de 25,4 mm (1 polegada) para cada fatia (RICHMOND, 1985). Apresentam cavidades específicas para o posicionamento de dosímetros TL em 21 órgãos internos no corpo inteiro. Estes simuladores se baseiam nos dados da “International Commission on Radiological Protection (ICRP) Report 23” (WINSLOW, J. F. et al. 2009) e da “International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 89” (VALENTIN, 2002).

Figura 26 - Simuladores antropomórficos CIRS ATOM.



Fonte: CIRS INC, [s.d].

4. MATERIAIS E MÉTODOS

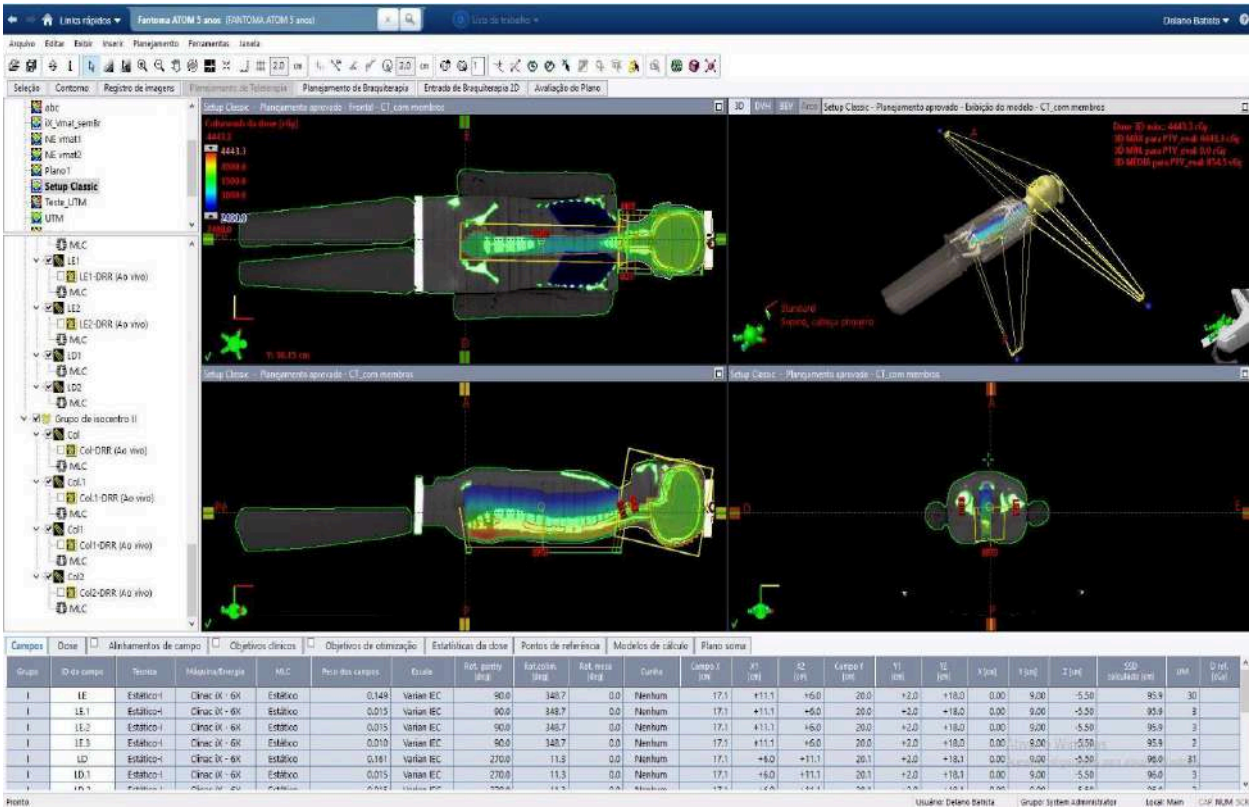
4.1 PROGRAMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE

Foi utilizado o programa de planejamento Eclipse, disponibilizado pela Varian, para desenvolver dois planos de tratamento que seriam implementados com as técnicas de irradiação CT3D e VMAT, nas condições de um campo 20x20 cm^2, qualidade 6MV e dose total prescrita de 180 cGy para um fracionamento de 20 seções.

O planejamento CT3D foi elaborado de forma a distribuir a dose uniformemente sobre a região alvo, utilizando feixes de radiação estáticos e posicionados em ângulos específicos para maximizar a cobertura tumoral e proteger órgãos adjacentes. Sendo dois campos principais laterais (um do lado direito e o

outro do lado esquerdo) para o PTV do cérebro e um campo principal posterior para o PTV medula, o que pode ser visto na Figura 27.

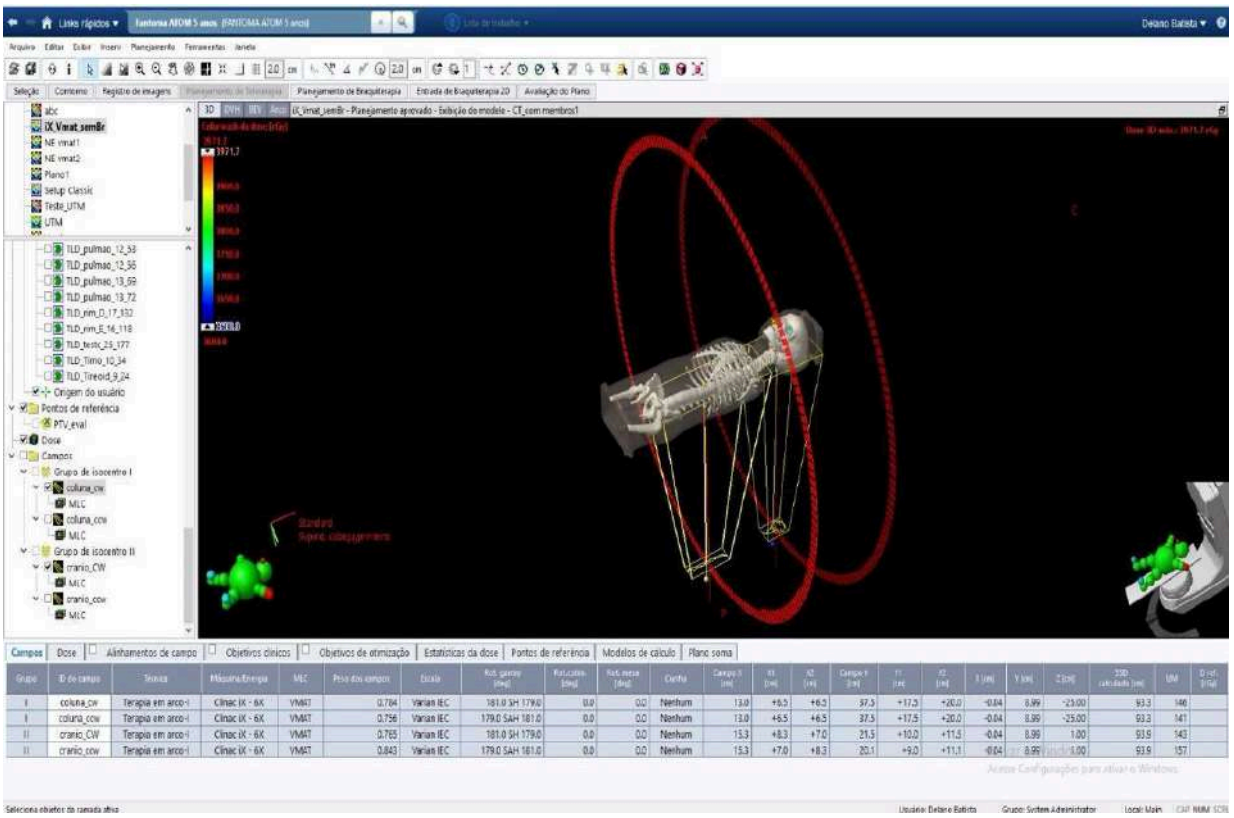
Figura 27 - Plano de planejamento da técnica CT3D.



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Já o plano com técnica VMAT foi configurado para administrar a dose através de arcos rotacionais, permitindo uma distribuição mais precisa e concentrada ao PTV do cérebro e ao PTV da medula, ajustando a intensidade do feixe em tempo real durante a rotação ao redor do paciente (Figura 28).

Figura 28 - Plano de planejamento da técnica VMAT.

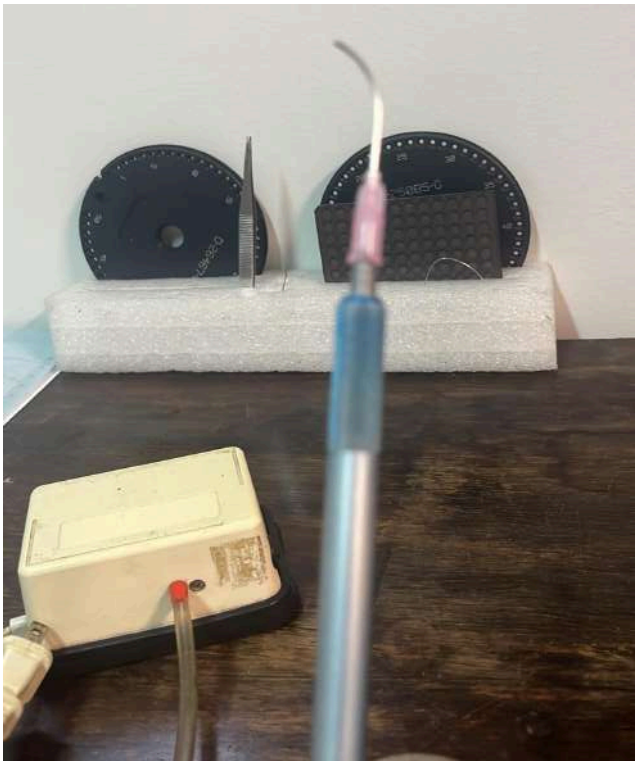


Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

4.2 CALIBRAÇÃO DOS TLD`S

No Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), com o auxílio de pinças (comum e à vácuo), 70 pastilhas (chip) TLD`s, do tipo TLD-100, disponibilizados foram separados e colocados numa bandeja (específica para ser levada ao forno). O forno, modelo TLDO, fabricante PTW Freiburg, é utilizado tanto para o pré-tratamento térmico (pré-irradiação), quanto para o pós-tratamento térmico, após a irradiação (pré-leitura). O forno possui 2 programas estabelecidos: Pgm 1, aquecimento à 400°C durante 1 hora seguido de outro a 100°C por 2h, utilizado na pré-irradiação e Pgm 2, que é o aquecimento a 100°C por 15min, utilizado na pré-leitura. Dessa forma, após o forno ser ligado, é selecionado o Pgm (botão Pgm1 ou Pgm2) a ser utilizado, então espera-se que no visor apareça uma temperatura inicial 0°C para que assim seja permitido o início do tratamento (botão Start). As Figuras 29, 30 e 31 apresentam alguns itens importantes para a dosimetria TL.

Figura 29 - Pinça à vácuo.



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 30 - TLD`S sendo colocados na bandeja com o uso da pinça à vácuo.

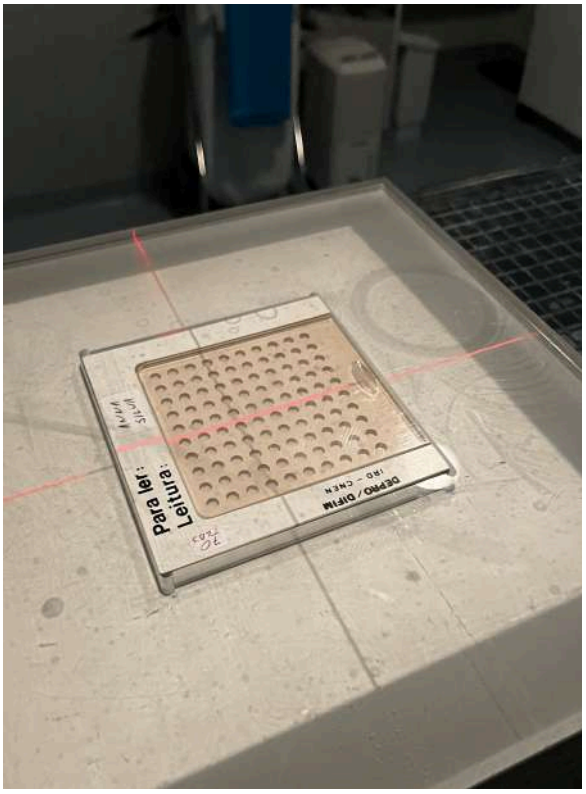
Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 31 - Forno.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Após o primeiro tratamento (pré irradiação), os TLD`s são transferidos para uma caixa adequada ao transporte. A próxima etapa, de irradiação, foi realizada no hospital Quinta D'Or. Os TLD`s foram posicionados a uma SSD de 100 cm na superfície de uma placa de acrílico (entre placas de RW3). A irradiação foi feita no acelerador linear Clinac iX (Varian), com campo 20x20 cm^2, qualidade de 6 MV, 10 MU, correspondendo a uma dose de 9,06 cGy. O posicionamento dos dosímetros TL é realizado com o auxílio de lasers para garantir a exatidão da irradiação (Figura 32) e as placas de acrílico são posicionadas acima e abaixo dos TLD`s para garantir uma distribuição uniforme da dose e reduzir a dispersão de radiação (Figuras 33 e 34).

Figura 32 - Caixa de transporte dos TLD`s sendo posicionada com auxílio de laser.



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 33 - Placas de RW3.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 34 - Placas de RW3 posicionadas para irradiação dos TLD`s.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

É feito o tratamento de pré-leitura (Pgm 2). É utilizado um leitor de TLD manual, modelo 3500, fabricante Harshaw/ThermoScientifc (Figuras 36 e 37), onde é lido um TLD por vez, e registrada a leitura, em nanocoulomb (nC) utilizando o programa WinRens. No processo de leitura, o gás nitrogênio (Figura 35) é utilizado para criar uma atmosfera inerte ao redor do dosímetro durante o aquecimento na câmara de leitura. Isso porque, esse ambiente isento de oxigênio evita reações químicas indesejadas, como a oxidação, que poderiam interferir na estabilidade do material termoluminescente e alterar a intensidade da luz emitida.

Todo esse processo de tratamento, irradiação e leitura foi realizado 4 vezes e verificada a reprodutibilidade dos dosímetros. Um dos TLD’s apresentava uma curva de emissão diferente daquela característica do TLD-100 e foi retirado do estudo, que prosseguiu com 69 amostras.

Figura 35 - Cilindro de nitrogênio gasoso.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 36 - Leitor manual Harshaw 3500.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 37 - Compartimento do leitor manual onde é colocado o TLD para leitura.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Para minimizar a influência de possíveis alterações na sensibilidade do leitor termoluminescente na resposta dos dosímetros, ao longo das diferentes irradiações de calibração, foi calculada, para cada resposta, a razão entre L1 (considerada a leitura referência) com as leituras subsequentes (L2, L3 e L4) e esta média da razão foi utilizada como um fator de correção nas leituras L2, L3 e L4. Esse processo de normalização foi feito para garantir a reprodutibilidade dos TLD`s. Dessa forma, novos valores de leitura foram registrados, após correção, estes que agora refletem uma estimativa mais estável das leituras.

Com os novos valores das leituras normalizadas, calcula-se a média, o desvio padrão, o desvio relativo, o fator de calibração e a incerteza relativa do fator de calibração. As eq. utilizadas para o cálculo são, respectivamente:

$$MÉDIA = \frac{L1+L2`+L3`+L4`}{4} \quad (4)$$

$$DESVIO\ PADRÃO = \sqrt{\frac{\Sigma(Li-\underline{L})^2}{N-1}} \quad (5)$$

$$DESVIO\ RELATIVO\ (CV(\%)) = \frac{DESVIO\ PADRÃO}{MÉDIA} * 100 \quad (6)$$

$$FATOR\ DE\ CALIBRAÇÃO\ (FC) = \frac{9{,}06}{MÉDIA} \quad (7)$$

$$INCERTEZA\ (CV_{FC}(\%)) = \sqrt{(1,5)^2 + (CV(\%))^2} \quad (8)$$

Onde 1,5 é a incerteza estimada da câmara de ionização e 9,06 cGy é a dose prescrita na irradiação de calibração.

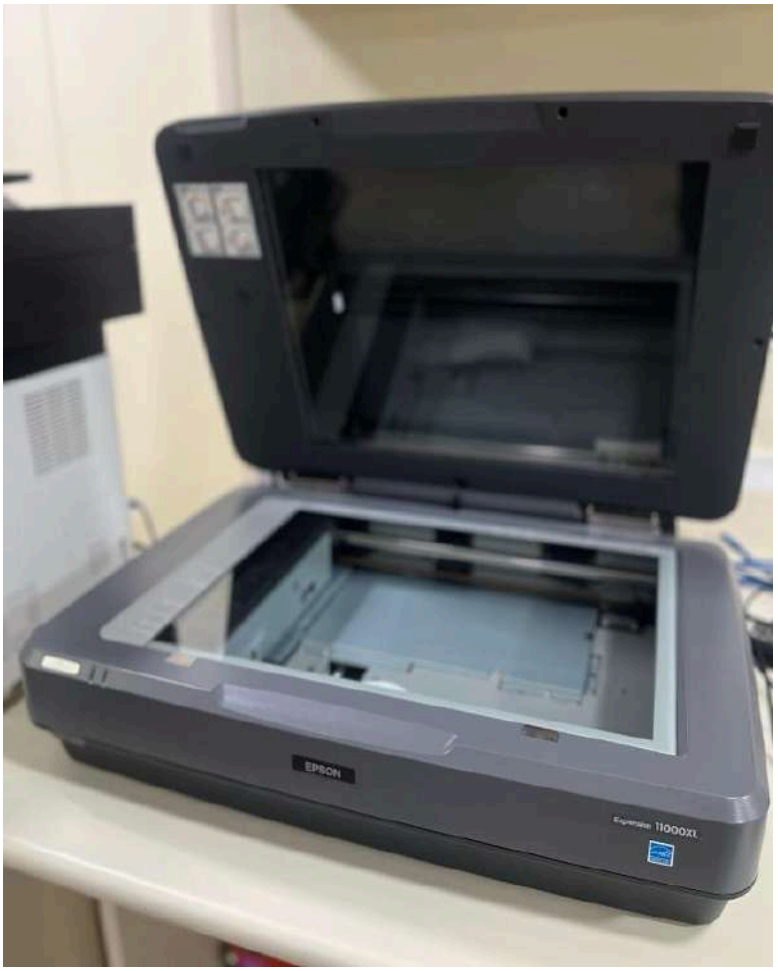
4.3. CALIBRAÇÃO DO FILME RADIOCRÔMICO

Nesta etapa foram utilizadas 3 folhas (8”x10”) de filme radiocrômico, que foram cortadas em tamanhos menores (em torno de 5 cm x 5 cm), para serem colocadas nas mesmas regiões, mas em profundidades diferentes dos TLD`s, e para elaboração da curva de calibração do filme, expondo as pequenas folhas a doses conhecidas. Também foram cortados filmes de tamanhos maiores (10,5 cm x 14,8 cm), para análise qualitativa. Dessa forma, após a distribuição dos filmes pelo fantoma, este foi irradiado (Figura 38). Os filmes já irradiados foram escaneados na EPSON Expressionn 11000XL (Figura 39) e, em formato tif, conduzidos à leitura. Através do programa ImageJ, a avaliação do filme foi dividida em canais e o canal vermelho foi escolhido para uso (Figuras 40 e 41). Essa escolha é feita porque o canal vermelho possui maior sensibilidade e precisão na leitura da densidade óptica dos filmes radiocrômicos. Isto é, este canal é o mais adequado para correlacionar a intensidade da cor com a dose de exposição do filme.

Figura 38 - Fantoma com filme radiocrômico posicionado para irradiação.

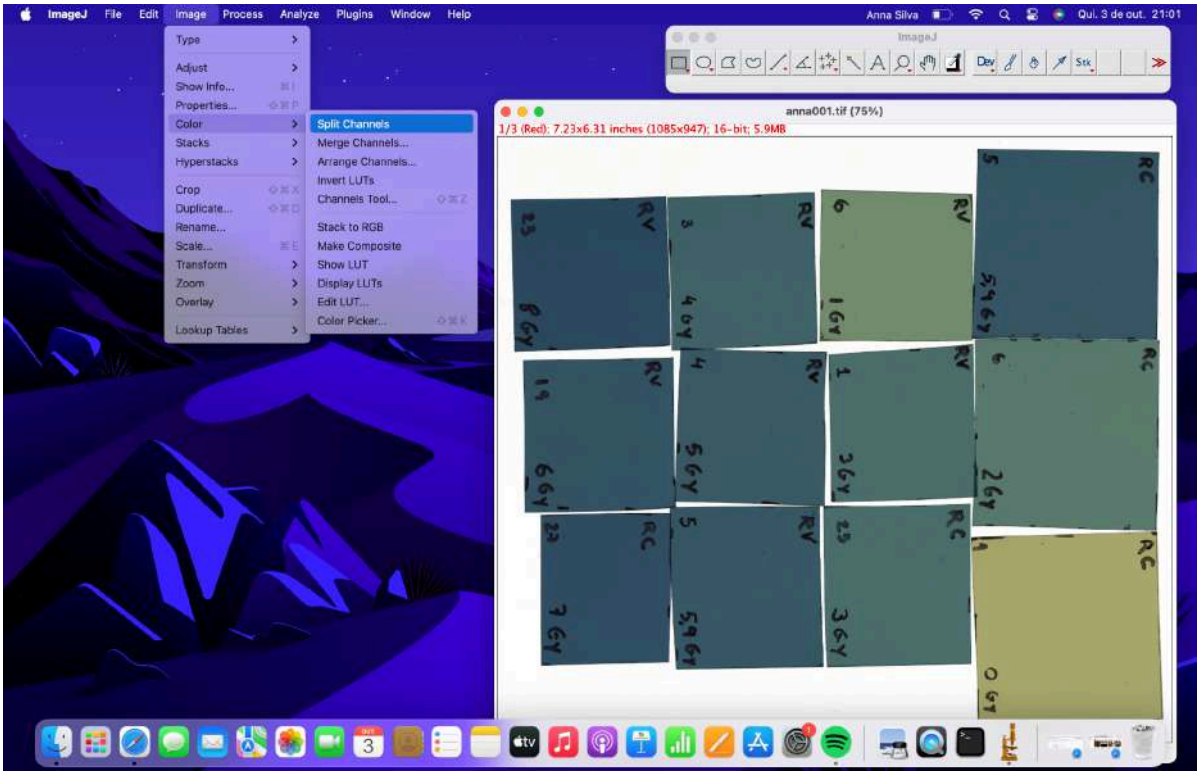
Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 39 - Scanner do filme radiocrômico.



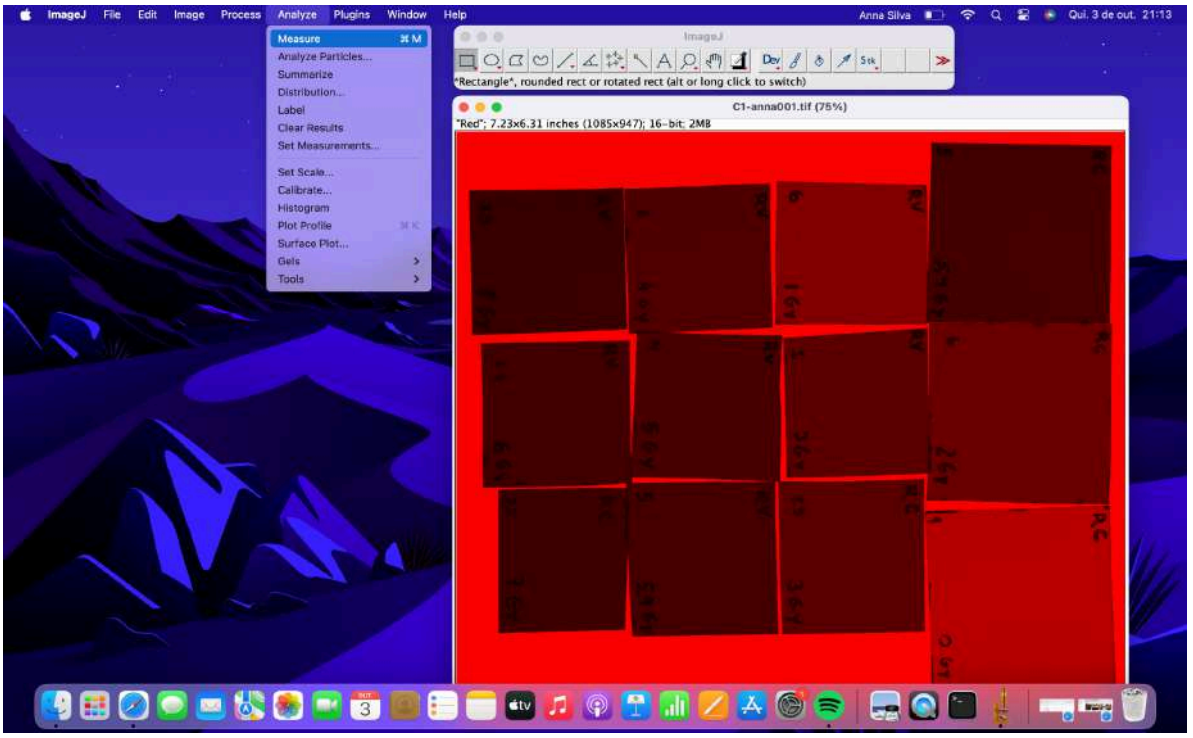
Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 40 - Print do comando utilizado para divisão da imagem em canais.



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 41 - Print com o comando utilizado para leitura da imagem do filme pelo canal vermelho.



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

4.4 IRRADIAÇÃO DO FANTOMA E OBTENÇÃO DA DOSE

O fantoma Atom utilizado possui especificações de uma criança de 5 anos e é constituído de cortes, que possuem orifícios, onde há pinos para colocação dos TLD`s. Foram escolhidos alguns destes pontos do fantoma, referentes ao PTV e aos OAR a serem analisados no trabalho. Como não há pontos na medula (parte do nosso PTV), escolhemos alguns pontos próximos a ela, posicionados na vértebra representando-a. Também foi utilizado filmes radiocrômicos.

As Figuras 42 e 43 apresentam respectivamente a visão anterior e posterior do fantoma utilizado neste trabalho. Enquanto a Figura 44 exibe um dos cortes transversal do fantoma, permitindo observar sua composição interna e a disposição dos materiais que simulam os tecidos humanos.

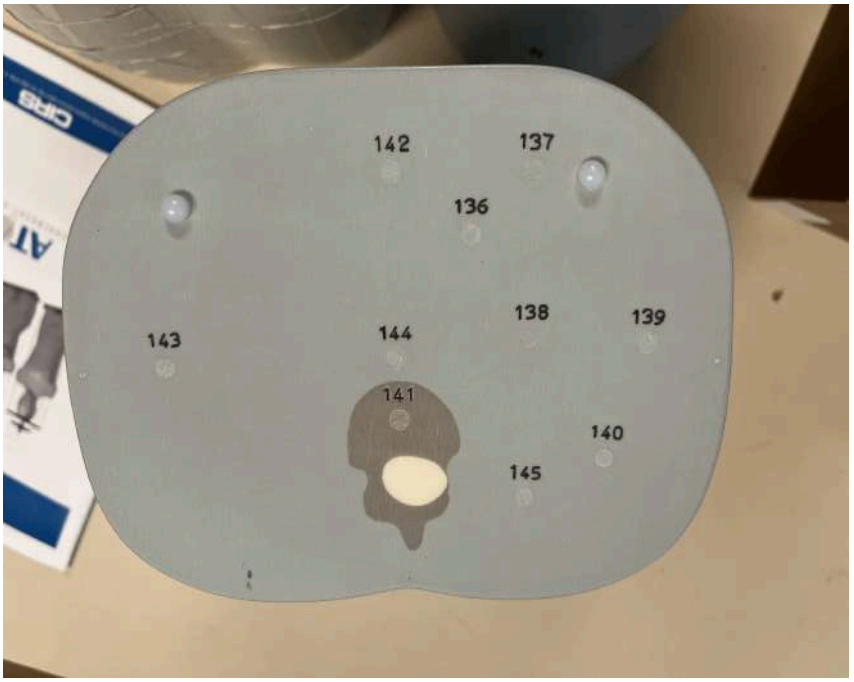
Figura 42 - Visão anterior fantoma.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 43 - Visão posterior fantoma.

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 44 - Um dos cortes do fantoma.



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Para um melhor entendimento da distribuição dos TLD`s durante a experiência foi criada a Tabela 3, que apresenta a relação de cada dosímetro com seu respectivo posicionamento no fantoma e a região do corpo humano a qual ele representa.

Tabela 3 - Relação de cada TLD e seu posicionamento no fantoma.

	Região	Corte	Ponto	TLD
PTV	Cérebro	2	1	1, 2, 3
		3	4	4, 5, 7
			10	8, 9, 11
		4	12	12, 14, 17
	Medula	6	20	18, 20, 21
		8	21	22, 23, 24
		13	76	25, 26, 27
		19	146	28, 29, 30
OAR	Cristalino	4	15	31, 32, 33
			16	34, 35, 36
	Tireoide	9	25	37, 38, 39
	Mama	12	58	40, 41, 42
	Pulmão	12	53	43, 44, 45
		14	83	46, 47, 48
	Coração	12	61	50, 51, 52
	Rim	17	130	53, 54, 55
			132	56, 57, 58
	Intestino (alças)	18	144	59, 60, 61
	Fígado	15	93	62, 63, 64
	Ovário	22	160	65, 66, 67
	Testículo	25	178	68, 69, 70

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Foram colocados 3 TLD`s por posição escolhida, no total de 21 pontos distribuídos no fantoma, sobrando assim 6 TLD`s, que foram separados em 4 para o grupo controle, e 2 para background.

A irradiação do fantoma foi feita em duas etapas para cada técnica de irradiação planejada:

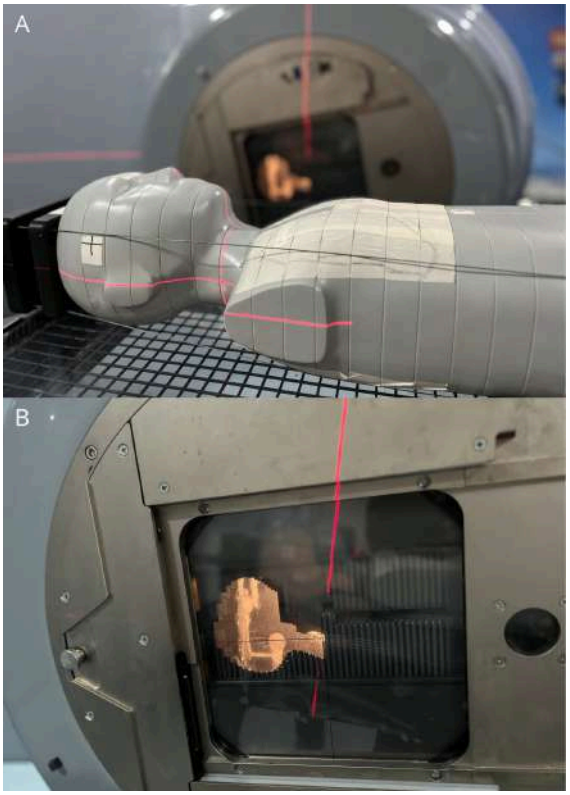
1) Irradiação do Fantoma utilizando TLD`s;
2) Irradiação do Fantoma utilizando Filme Radiocrômico.

Na primeira etapa de irradiação do fantoma, após o tratamento de pré-irradiação, os TLD`s foram distribuídos pelo fantoma conforme a Tabela 3 e este foi levado ao hospital para ser irradiado com o primeiro plano de planejamento (nomeado como CT3D). Após sua irradiação, os TLD`s foram retirados, tratados e lidos, assim como na calibração. O mesmo processo foi feito para o segundo plano de planejamento (VMAT).

Para garantir a precisão na entrega da dose de radiação, o posicionamento do fantoma para irradiação é feito através de um sistema de alinhamento a laser.

Na Figura 45 é possível ver o fantoma sob a iluminação do laser e o padrão criado pelas lâminas do sistema multilâminas, demonstrando como a configuração do feixe de radiação se ajusta ao formato do PTV.

Figura 45: A) Fantoma sendo posicionado para irradiação, através do auxílio de laser e B) Lâminas posicionadas para irradiação do cérebro.



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Utilizando o grupo controle, foram encontrados 2 fatores de correção da leitura de irradiação do fantoma, um para a técnica CT3D, eq. (9), e outro para a técnica VMAT, eq. (10).

$$C1 = \frac{Média\ das\ Leituras\ de\ Calibração}{Média\ das\ Leituras\ de\ Irradiação\ CT3D} \quad (9)$$

$$C2 = \frac{Média\ das\ Leituras\ de\ Calibração}{Média\ das\ Leituras\ de\ Irradiação\ VMAT} \quad (10)$$

Com esses fatores de correção, cada leitura foi corrigida para então transformá-las em dose. A conversão da leitura de carga (nC) para dose (em cGy) é feita através da multiplicação da leitura corrigida pelo fator de calibração (FC) encontrado pela eq. (7). Dessa forma, encontramos a dose e sua incerteza associada pelas eq. (11) e (12).

$$Dose_{TLD} = Leitura\ Corrigida\ *\ FC \quad (11)$$

$$\delta Dose_{TLD} = \sqrt{Incerteza\ da\ Leitura\ Corrigida^2 + \left(CV_{FC}(\%)\right)^2} \quad (12)$$

Sendo a incerteza da leitura corrigida encontrada através do grupo controle pelas eq. (13) e (14).

$$Incerteza\ da\ Leitura\ Corrigida = CV(\%) *\ Incerteza\ Grupo\ Controle \quad (13)$$

$$Incerteza\ Grupo\ Controle = \sqrt{CV_{calibração}{}^2 + CV_{irradiação}{}^2} \quad (14)$$

A incerteza da dose encontrada pela eq. 8 é encontrada em seu valor percentual, então para o resultado ser analisado no presente trabalho foi transformada em unidade de dose absorvida (cGy).

Na segunda etapa de irradiação do fantoma, com os filmes já separados no canal vermelho, é feita a seleção de uma região de interesse (ROI) correspondente à área do filme que será analisada. Esta área foi escolhida baseada na localização dos TLD`s anteriormente utilizados, para os filmes utilizados na dosimetria e no

centro do filme para os filmes de calibração. Com o ROI definido, o programa *ImageJ* calcula automaticamente a média de intensidade dos pixels naquela região, fornecendo um valor de leitura que é diretamente proporcional à densidade óptica do filme, refletindo a dose de radiação absorvida. Além do valor médio da leitura, o software também exibe o desvio padrão da intensidade dos pixels dentro do ROI, permitindo avaliar a uniformidade da exposição e a precisão da dose medida. Esse desvio padrão é importante para identificar variações na dose absorvida, assegurando a qualidade da leitura e fornecendo dados consistentes para posterior análise de distribuição de dose no experimento.

Esse processo de leitura do filme radiocrômico também foi feito em duas etapas, primeiro lendo os filmes de calibração, filmes estes expostos a doses conhecidas, no intervalo de radiação de fundo (filme não exposto à radiação emitida pelo irradiador terapêutico) a 8Gy e montando uma curva de calibração. Posteriormente, a curva é utilizada para converter a leitura dos filmes dosimétricos em dose.

A curva de calibração foi ajustada por uma exponencial, eq. (15). Essa equação foi utilizada para transformação das leituras em densidade óptica em dose em cGy dos demais dosimétricos.

$$y = 38,7e^{-0,000115x} \tag{15}$$

Onde y é a dose em Gy a ser encontrada e x é a leitura em densidade óptica do filme lido.

Para o cálculo da incerteza associada às doses encontradas pelo processo de leitura do filme radiocrômico, foi escolhida a pior incerteza percentual associada à leitura dos filmes de calibração, eq. (16). Isto é, o valor onde o desvio padrão tinha maior significância quando comparado ao valor de sua leitura correspondente.

$$\%_{pior\ caso} = \frac{Desvio\ Padrão}{Leitura} * 100 \tag{16}$$

A partir disso, foi possível encontrar a incerteza de calibração pelas eq. (17) e (18).

$$Incerteza\ de\ Calibração = \sqrt{dy^2 + 1,5^2} \quad (17)$$

$$dy =- 0,004505e^{-0,000115x} * dx \quad (18)$$

Onde dy é a derivada da curva de ajuste do gráfico de calibração, dx é o maior desvio padrão percentual (pior caso) e 1,5 é a incerteza percentual estimada da câmara de ionização.

Após encontrar o valor da incerteza gerada no processo de calibração do filme, a incerteza percentual da dose avaliada por cada filme ($\delta\%Dose_{filme}$) foi encontrada, eq. (19). Propagação da incerteza oriunda da calibração do filme ($\sigma_c\%$) e da leitura do filme dosimétrico ($\sigma_L\%$).

$$\delta\%Dose_{filme} = \sqrt{\sigma c\%^2 + \sigma L\%^2} \quad (19)$$

4.4. ANÁLISE DOS VALORES DE DOSE

Para a análise dos resultados obtidos neste trabalho, foram realizados o cálculo da diferença percentual, eq. (20), e o cálculo do teste de compatibilidade, eq. (21), entre os valores de dose obtidos experimentalmente e os valores previstos no planejamento (INSTITUTO DE FÍSICA, [s.d.]).

$$Diferença\ Percentual = \frac{x_1 - x_2}{x_2} * 100 \quad (20)$$

$$Teste\ de\ Compatibilidade = \frac{|x_1 - x_2|}{\sqrt{\delta_{x_1}^2 + \delta_{x_2}^2}} < 3 \quad (21)$$

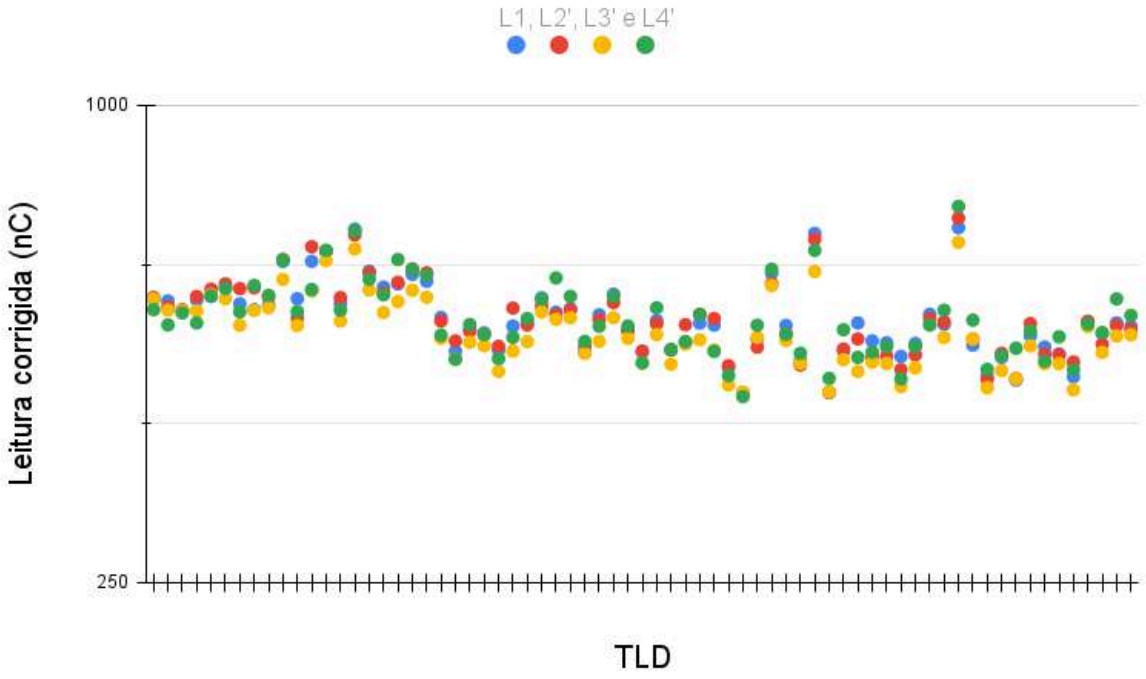
Onde x_1 é o valor obtido experimentalmente e x_2 é o valor obtido pelo planejamento. E δ_1 é a incerteza de x_1 e δ_2 é a incerteza de x_2.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. CALIBRAÇÃO DOS TLD`S

Como descrito no tópico 4.2, foi realizada uma normalização nos valores de leitura dos TLD`s e a partir desses valores encontrados foi criado um gráfico de dispersão (Gráfico 7), onde mostra a uniformidade de resposta de cada dosímetro. Verificando dessa forma a consistência das medições ao longo de 4 irradiações para garantir a conformidade dos TLD`s na aplicação dosimétrica requerida durante a realização do projeto.

Gráfico 7 - Dispersão das 4 leituras de calibração pós normalização.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Em seguida, após 4 leituras das irradiações de calibração já normalizadas, de acordo com as eq. (4), (5), (6), (7) e (8), foi possível encontrar a média, o desvio padrão, o desvio relativo, o fator de calibração e a incerteza relativa do fator de calibração, mostrados na tabela 4.

Tabela 4 - Leitura média, desvio padrão, coeficiente de variação, fator de calibração e incerteza do fator de calibração ao longo das quatro irradiações de calibração.

(continua)

MÉDIA (nC)	DESVIO PADRÃO (nC)	CV (%)	FC	CV_{FC} (%)
692,01	8,76	1,27	0,01	1,96
677,36	16,06	2,37	0,01	2,81
677,13	2,23	0,33	0,01	1,54
682,26	18,84	2,76	0,01	3,14
703,50	5,31	0,75	0,01	1,68
710,53	10,08	1,42	0,01	2,06
682,57	24,04	3,52	0,01	3,83
696,77	21,36	3,07	0,01	3,41
692,02	9,66	1,40	0,01	2,05
749,06	15,14	2,02	0,01	2,52
672,98	17,94	2,67	0,01	3,06
738,00	34,14	4,63	0,01	4,86
767,63	7,66	1,00	0,01	1,80
681,38	15,63	2,29	0,01	2,74
794,65	14,00	1,76	0,01	2,31
728,27	13,43	1,85	0,01	2,38
699,23	17,30	2,47	0,01	2,89
722,71	27,16	3,76	0,01	4,05
732,24	15,66	2,14	0,01	2,61
723,07	17,40	2,41	0,01	2,84
650,18	16,19	2,49	0,01	2,91
611,46	13,64	2,23	0,02	2,69
644,11	11,82	1,84	0,01	2,37
636,00	9,21	1,45	0,01	2,08
605,15	17,53	2,90	0,02	3,26
646,00	28,57	4,42	0,01	4,67
651,82	15,99	2,45	0,01	2,88
688,27	10,25	1,49	0,01	2,11
684,64	29,81	4,35	0,01	4,61
681,27	13,91	2,04	0,01	2,53
617,75	8,80	1,43	0,02	2,07
654,12	18,20	2,78	0,01	3,16
689,82	16,67	2,42	0,01	2,84
644,88	8,12	1,26	0,01	1,96
604,20	10,50	1,74	0,02	2,30
660,09	17,37	2,63	0,01	3,03
610,22	11,27	1,85	0,02	2,38
634,04	14,34	2,26	0,01	2,71
658,05	18,79	2,86	0,01	3,23
637,23	26,54	4,17	0,01	4,43

Tabela 4 - Leitura média, desvio padrão, coeficiente de variação, fator de calibração e incerteza do fator de calibração ao longo das quatro irradiações de calibração.

(conclusão)

MÉDIA (nC)	DESVIO PADRÃO (nC)	CV (%)	FC	CV_{FC} (%)
578,92	13,86	2,39	0,02	2,83
546,66	3,12	0,57	0,02	1,61
635,75	14,25	2,24	0,01	2,70
728,86	12,42	1,70	0,01	2,27
641,53	9,68	1,51	0,01	2,13
598,86	8,25	1,38	0,02	2,04
774,87	26,35	3,40	0,01	3,72
554,67	10,80	1,95	0,02	2,46
619,64	19,92	3,22	0,02	3,55
619,23	33,26	5,37	0,02	5,58
610,74	14,31	2,34	0,02	2,78
611,99	14,73	2,41	0,02	2,84
579,66	20,40	3,52	0,02	3,83
610,44	17,16	2,81	0,02	3,19
661,51	8,22	1,24	0,01	1,95
657,29	17,59	2,68	0,01	3,07
814,15	23,97	2,94	0,01	3,30
637,84	17,05	2,67	0,01	3,07
571,25	11,92	2,09	0,02	2,57
601,00	12,15	2,02	0,02	2,52
581,95	24,30	4,18	0,02	4,44
640,56	14,70	2,30	0,01	2,74
605,43	11,83	1,95	0,02	2,46
611,88	17,67	2,89	0,02	3,25
576,88	18,69	3,24	0,02	3,57
657,31	3,81	0,58	0,01	1,61
630,25	14,86	2,36	0,01	2,80
661,30	24,68	3,73	0,01	4,02
652,45	12,95	1,98	0,01	2,49

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

No contexto deste trabalho, o grupo controle é composto por 4 dosímetros que funcionam como uma referência para corrigir as leituras dos dosímetros irradiados no fantoma. Esses dosímetros de controle são expostos às mesmas condições ambientais e de manuseio que os dosímetros irradiados no fantoma, de forma a identificar e quantificar qualquer resposta de fundo ou ruído de leitura.

Após a leitura, as respostas dos dosímetros de controle (Tabela 5) são analisadas para cálculo do fator de correção (Tabela 6) e incerteza de cada técnica de irradiação conforme processo descrito no tópico 4.3.

Tabela 5 - Média, desvio padrão e desvio relativo do grupo controle nas 3 condições de irradiações (calibração, CT3D e VMAT).

GRUPO CONTROLE			
TLD	**LEITURA IRRADIAÇÃO CALIBRAÇÃO (nC)**	**LEITURA IRRADIAÇÃO CT3D (nC)**	**LEITURA IRRADIAÇÃO VMAT (nC)**
6	710,53	676,80	627,03
10	749,06	719,85	696,08
13	767,63	745,34	670,22
15	794,65	756,73	694,01
MÉDIA	**755,47**	**724,68**	**671,84**
DESVIO PADRÃO	**35,32**	**35,45**	**32,09**
CV(%)	**4,7**	**4,9**	**4,8**

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Tabela 6 - Fatores de correção de leitura dos TLD`s para as técnicas CT3D e VMAT, respectivamente.

C1	**C2**
1,04	1,12

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Tabela 7 - Incerteza relativa do grupo controle para as técnicas CT3D e VMAT, respectivamente.

CT3D	**VMAT**
6,77	6,68

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

5.2. RESULTADOS TLD

Neste subtópico são apresentados os dados obtidos pelos TLD`s para comparação das técnicas de tratamento radioterápico do neuroeixo em pacientes pediátricos, com o objetivo de avaliar a precisão das doses entregues nos pontos escolhido do volume alvo planejado (PTV) e dos órgãos de risco. A Tabela 8 apresenta as doses medidas experimentalmente e suas doses previstas no planejamento, com suas respectivas incertezas, em cada uma das técnicas de planejamento.

Tabela 8 - Relação de doses medidas com dosímetros TL e doses planejadas para o PTV e OAR`s. Técnicas CT3D e VMAT.

			TLD EXPERIMENTAL		**TLD PLANEJAMENTO**	
	Região	**Ponto**	**Dose CT3D (cGy)**	**Dose VMAT (cGy)**	**Dose CT3D (cGy)**	**Dose VMAT (cGy)**
PTV	**Cérebro**	**1**	186,3 ± 7,8	179,6 ± 7,5	183,92 ± 0,04	183,8 ± 0,6
		4	189,6 ± 8,6	192,0 ± 8,6	183,7 ± 0,1	183,7 ± 0,3
		10	200,0 ± 9,0	187,5 ± 8,3	183,3 ± 2,2	180,8 ± 3,5
		12	189,7 ± 9,2	205,7 ± 9,8	182,8 ± 0,5	195,6 ± 0,3
	Medula	**20**	130,9 ± 6,1	166,6 ± 7,7	102,4 ± 26,3	143,1 ± 6,9
		21	170,8 ± 7,3	189,7 ± 8,0	171,0 ± 4,1	176,1 ± 3,8
		76	184,1 ± 8,9	179,7 ± 8,7	178,9 ± 1,3	150,9 ± 11,2
		146	168,0 ± 7,8	182,2 ± 8,4	174,2 ± 1,2	163,8 ± 8,2
OAR	**Cristalino**	**15**	71,2 ± 3,1	81,5 ± 3,6	56,4 ± 21,9	90,3 ± 5,9
		16	114,5 ± 4,9	50,4 ± 2,2	54,0 ± 17,5	89,2 ± 7,4
	Tireoide	**25**	133,0 ± 5,9	42,8 ± 2,4	128,8 ± 0,9	44,1 ± 2,2
	Mama	**58**	4,5 ± 0,2	20,6 ± 0,9	5,7 ± 0,2	21,9 ± 0,6
	Pulmão	**53**	4,7 ± 0,2	30,1 ± 1,6	7,2 ± 0,2	33,3 ± 0,6
		83	14,9 ± 0,7	41,2 ± 1,8	12,9 ± 0,7	41,1 ± 0,6
	Coração	**61**	121,9 ± 6,2	40,5 ± 2,0	135,9 ± 1,4	40,4 ± 0,9
	Rim	**130**	9,8 ± 0,5	68,0 ± 3,1	13,1 ± 0,6	75,0 ± 2,8
		132	51,7 ± 2,3	103,2 ± 4,6	25,3 ± 7,2	95,0 ± 6,2
	Intestino	**144**	146,6 ± 6,5	75,2 ± 3,3	155,5 ± 1,0	74,0 ± 2,9
	Fígado	**93**	9,5 ± 0,4	55,0 ± 2,6	8,8 ± 0,4	56,0 ± 1,6
	Ovário	**160**	11,1 ± 0,5	19,9 ± 0,9	15,1 ± 1,3	26,6 ± 1,1
	Testículo	**178**	3,7 ± 0,2	2,3 ± 0,1	5,7 ± 0,1	2,98 ± 0,01

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Os resultados experimentais de dose foram comparados com os planejados, como mostrado na Tabela 9.

Tabela 9 - Diferença percentual entre o valor de dose experimental obtido por dosimetria TL e o planejado.

			DIFERENÇA PERCENTUAL	
	Região	**Ponto**	**TLD CT3D**	**TLD VMAT**
PTV	**Cérebro**	**1**	1,3	-2,3
		4	3,2	4,5
		10	9,1	3,7
		12	3,8	5,2
	Medula	**20**	27,9	16,4
		21	-0,1	7,7
		76	2,9	19,1
		146	-3,5	11,3
OAR	**Cristalino**	**15**	26,4	-9,8
		16	112,0	-43,5
	Tireoide	**25**	3,2	-3,0
	Mama	**58**	-20,6	-6,1
	Pulmão	**53**	-35,1	-9,6
		83	15,8	0,1
	Coração	**61**	-10,3	0,2
	Rim	**130**	-25,1	-9,3
		132	104,1	8,6
	Intestino	**144**	-5,7	1,6
	Fígado	**93**	7,4	-1,8
	Ovário	**160**	-26,3	-25,1
	Testículo	**178**	-34,6	-22,7

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Ao analisar a valores dispostos na Tabela 9, observa-se uma maior discrepância (>10%) nos pontos localizados próximos à superfície do fantoma. Essa diferença acentuada ocorre porque essa região corresponde à zona de crescimento de dose, conhecida como região de *buildup*.

Também foi verificado uma maior discrepância na técnica CT3D em comparação com a técnica VMAT. Esse desvio mais acentuado na CT3D pode ser atribuído à menor precisão dessa técnica na conformação da dose ao longo de volumes com geometrias complexas, como ocorre no neuroeixo. Isto porque, na técnica CT3D, a dose é entregue por feixes estáticos, o que limita a capacidade de ajuste contínuo da intensidade ao longo da área irradiada, especialmente em regiões próximas a órgãos de risco. Por outro lado, na técnica VMAT, os feixes de intensidade modulada em arcos rotacionais, proporcionam uma melhor adaptação à

anatomia do paciente, possibilitando uma distribuição de dose mais homogênea e próxima ao planejado. Dessa forma, a modulação contínua do VMAT permite uma maior exatidão na entrega da dose, resultando em menores discrepâncias entre as doses experimentais e as doses planejadas.

Posteriormente, foi realizado o teste de compatibilidade entre as doses experimentais e as doses previstas no planejamento, uma vez que o cálculo da diferença percentual não considera as incertezas associadas às medições (Tabela 10).

Tabela 10 - Teste de compatibilidade entre o valor do planejamento e o valor experimental providos da leitura dos TLD`s.

			TESTE DE COMPATIBILIDADE	
	Região	**Ponto**	**TLD CT3D**	**TLD VMAT**
PTV	**Cérebro**	**1**	0,3	0,6
		4	0,7	1,0
		10	1,8	0,7
		12	0,8	1,0
	Medula	**20**	1,1	2,3
		21	0,0	1,5
		76	0,6	2,0
		146	0,8	1,6
OAR	**Cristalino**	**15**	0,7	1,3
		16	3,3	5,0
	Tireoide	**25**	0,7	0,4
	Mama	**58**	4,5	1,2
	Pulmão	**53**	9,1	1,9
		83	2,0	0,0
	Coração	**61**	2,2	0,0
	Rim	**130**	4,0	1,7
		132	3,5	1,1
	Intestino	**144**	1,4	0,3
	Fígado	**93**	1,2	0,3
	Ovário	**160**	2,9	4,7
	Testículo	**178**	9,0	6,7

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

No teste de compatibilidade, para que um valor seja aprovado, é necessário que o resultado obtido seja inferior a 3, indicando que a dose experimental está dentro do limite de precisão aceitável em relação à dose planejada. Neste trabalho,

os valores que não foram aprovados nesse teste concentraram-se em regiões fora do PTV, onde a dose é mais suscetível a variações devido à menor conformidade da técnica de entrega. Além disso, a maioria dos valores não aprovados correspondeu à técnica CT3D, reforçando que essa técnica apresenta menor exatidão em regiões de contorno complexo e nos órgãos de risco, quando comparada à técnica VMAT.

Embora a técnica CT3D tenha obtidos resultados de menor exatidão, de acordo com a Tabela 8 é possível afirmar que os órgãos de fora da região medial, que representa o "corredor de dose" correspondente ao campo de irradiação que tem como PTV a medula, foram mais eficientemente poupados em comparação com a técnica VMAT. Esse efeito de maior proteção nos órgãos laterais é uma característica da CT3D, pois os feixes estáticos direcionados ao longo do eixo do campo irradiado resultam em uma dose mais restrita à área alvo, com menor dispersão lateral. Já na técnica VMAT, devido à sua rotação em arco e modulação de intensidade, proporciona uma conformidade de dose mais homogênea no PTV, mas pode envolver uma dose marginalmente maior em tecidos adjacentes e regiões periféricas fora do corredor da medula espinhal. Dessa forma, a técnica VMAT pode apresentar uma maior probabilidade de induzir efeitos estocásticos em órgãos adjacentes, devido à distribuição mais ampla da dose em áreas fora do campo principal de irradiação.

Do ponto de vista da significância clínica, é essencial considerar a dose total acumulada do tratamento completo, que, neste caso, corresponde à dose total resultante do fracionamento em 20 sessões, (Tabela 11).

Tabela 11 - Dose total (em cGy) do tratamento para as técnicas CT3D e VMAT obtidas por dosimetria TL.

	Região	Ponto	DOSE CT3D (cGy)	DOSE VMAT (cGy)
PTV	Cérebro	1	3726 ± 156	3592 ± 150
		4	3792 ± 172	3840 ± 172
		10	4000 ± 180	3750 ± 166
		12	3794 ± 184	4114 ± 196
	Medula	20	2618 ± 122	3332 ± 154
		21	3416 ± 146	3794 ± 160
		76	3682 ± 178	3594 ± 174
		146	3360 ± 156	3644 ± 168
OAR	Cristalino	15	1424 ± 62	1630 ± 72
		16	2290 ± 98	1008 ± 44
	Tireoide	25	2660 ± 118	856 ± 48
	Mama	58	90 ± 4	412 ± 18
	Pulmão	53	94 ± 4	602 ± 32
		83	298 ± 14	824 ± 36
	Coração	61	2438 ± 124	810 ± 40
	Rim	130	196 ± 10	1360 ± 62
		132	1034 ± 46	2064 ± 92
	Intestino	144	2932 ± 130	1504 ± 66
	Fígado	93	190 ± 8	1100 ± 52
	Ovário	160	222 ± 10	398 ± 18
	Testículo	178	74 ± 4	46 ± 2

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

A comparação da dose total com os limites pré-definidos para cada região, de acordo com a tabela apresentada no Timmerman (TIMMERMAN, 2021) para um tratamento de 20 frações, tanto a técnica CT3D quanto VMAT estão aprovadas. Essa análise é fundamental para garantir que o tratamento seja não apenas eficaz, mas também seguro, minimizando o risco de efeitos adversos (efeitos determinísticos) aos tecidos saudáveis e maximizando a proteção dos órgãos sensíveis próximos à área irradiada.

5.3. CALIBRAÇÃO DOS FILMES RADIOCRÔMICOS

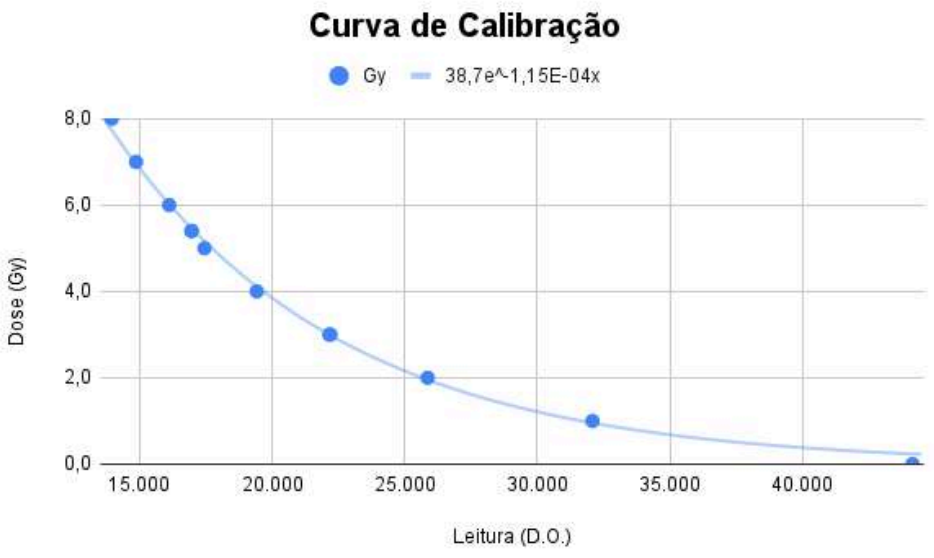
Os resultados obtidos a partir da calibração dos filmes radiocrômicos, que é uma etapa crucial para garantir a precisão e confiabilidade das medidas de dose, foram obtidos através da leitura de filmes expostos a doses conhecidas (Tabela 12), permitindo a criação de uma curva de resposta dos filmes em função da dose absorvida (Gráfico 8).

Tabela 12 - Dose (em Gy) e leitura com seu respectivo desvio padrão (em densidade óptica) dos filmes radiocrômicos para calibração.

FILME	Gy	Leitura (D.O.)	Desvio (D.O.)
0 RC	**0**	44147	386
1 RV	**1**	32076	236
2 RC	**2**	25860	289
3 RV	**3**	22193	346
3 RC	**3**	22153	352
4 RV	**4**	19415	355
5 RV	**5**	17443	366
5,4 RV	**5,4**	16967	361
5,4 RC	**5,4**	16947	371
6 RV	**6**	16112	338
7 RC	**7**	14863	380
8 RV	**8**	13947	336

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Gráfico 8 - Curva de calibração dos filmes radiocrômicos. Ajuste.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

A partir do gráfico de calibração (Gráfico 8), foi possível obter uma equação de conversão, que foi utilizada para transformar as leituras dos demais filmes para valores de dose em cGy. Dessa forma, a curva de ajuste foi uma ferramenta essencial para interpretar as leituras dos filmes, traduzindo-as em doses medidas aplicadas na análise comparativa com as doses planejadas no tratamento. No presente trabalho, outro dado essencial para obtenção das doses experimentais provindas da leitura dos filmes radiocrômicos, foi o uso da relação de leitura e desvio padrão do pior caso dentro do grupo dos filmes de calibração. Isto é, de acordo as equações (4.13) e (4.14) é a medida a maior incerteza obtida dos dados de calibração e a incerteza gerada da curva de calibração (Tabela 13).

Tabela 13 - Relação percentual de leitura e desvio padrão do pior caso do grupo de calibração e incerteza de calibração.

% pior caso	Incerteza de calibração (%)
2,41	2,13

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

5.4. RESULTADOS FILME RADIOCRÔMICO

A Tabela 14 apresenta as doses obtidas com os filmes radiocrômicos posicionados em pontos estratégicos do fantoma, correspondentes às mesmas regiões onde foram previamente realizadas medições com TLD`s. Essa abordagem permitiu uma análise complementar das doses experimentais registradas pelas duas metodologias e uma comparação direta com as doses previstas no planejamento realizado com o software Eclipse.

Tabela 14 - Relação de doses medidas com filme radiocrômico e doses planejadas para o PTV e OAR`s. Técnicas CT3D e VMAT.

			FILME		PLANEJAMENTO	
	Região	**Ponto**	**Dose CT3D (cGy)**	**Dose VMAT (cGy)**	**Dose CT3D (cGy)**	**Dose VMAT (cGy)**
PTV	**Cérebro**	**1**	199,1 ± 6,1	184,5 ± 5,7	183,89 ± 0,04	183,7 ± 0,9
		4	194,6 ± 6,0	187,4 ± 5,7	184,4 ± 0,1	185,0 ± 0,5
		10	201,9 ± 6,5	194,8 ± 6,1	182,9 ± 2,3	183,6 ± 2,2
		12	193,4 ± 6,0	197,4 ± 6,3	185,8 ± 0,2	193,2 ± 1,1
	Medula	**20**	195,4 ± 6,1	169,0 ± 8,9	185,9 ± 0,4	181,9 ± 0,3
		21	189,3 ± 5,8	183,2 ± 5,6	170,8 ± 5,9	174,3 ± 2,9
		76	188,1 ± 6,0	189,3 ± 6,0	179,9 ± 1,5	152,1 ± 13,6
		146	172,3 ± 5,3	185,7 ± 5,9	173,6 ± 1,4	133,2 ± 9,6
OAR	**Cristalino**	**15**	188,3 ± 5,8	155,3 ± 5,3	171,6 ± 5,5	135,1 ± 5,0
		16	196,9 ± 6,8	99,8 ± 3,7	174,1 ± 4,8	79,4 ± 9,3
	Tireoide	**25**	141,9 ± 4,1	53,5 ± 1,9	129,3 ± 1,0	61,0 ± 1,9
	Mama	**58**	11,1 ± 0,2	23,4 ± 0,5	5,7 ± 0,1	23,0 ± 0,8
	Pulmão	**53**	11,4 ± 0,3	32,0 ± 0,8	7,3 ± 0,2	34,1 ± 0,6
		83	18,5 ± 0,5	39,6 ± 0,9	16,8 ± 1,0	39,5 ± 0,6
	Coração	**61**	135,6 ± 4,3	33,4 ± 0,8	136,4 ± 1,5	35,0 ± 1,0
	Rim	**130**	14,9 ± 0,3	68,8 ± 2,0	13,2 ± 0,7	73,0 ± 2,8
		132	55,7 ± 8,4	102,1 ± 4,0	24,6 ± 4,8	92,0 ± 4,2
	Intestino	**144**	140,8 ± 4,1	73,6 ± 2,6	154,2 ± 1,0	67,6 ± 2,5
	Fígado	**93**	14,0 ± 0,3	59,1 ± 1,6	9,1 ± 0,4	59,0 ± 1,5
	Ovário	**160**	18,7 ± 0,6	28,1 ± 0,7	17,8 ± 1,9	39,6 ± 2,2
	Testículo	**178**	11,0 ± 0,2	9,0 ± 0,2	7,0 ± 0,1	2,93 ± 0,01

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

A partir dos dados apresentados na tabela 14 foi feita a comparação das doses medidas experimentalmente por meio dos filmes radiocrômicos com as doses previstas no planejamento gerado no software Eclipse (Tabela 15).

Tabela 15 - Diferença percentual entre o valor de dose experimental obtido com filme radiocrômico e o seu valor de dose planejado.

			DIFERENÇA PERCENTUAL	
	Região	**Ponto**	**FILME CT3D**	**FILME VMAT**
PTV	**Cérebro**	**1**	8,3	0,5
		4	5,5	1,3
		10	10,4	6,1
		12	4,1	2,2
	Medula	**20**	5,1	-7,1
		21	10,9	5,1
		76	4,6	24,5
		146	-0,8	39,4
OAR	**Cristalino**	**15**	9,7	14,9
		16	13,1	25,7
	Tireoide	**25**	9,7	-12,2
	Mama	**58**	93,4	1,8
	Pulmão	**53**	55,7	-6,0
		83	10,4	0,3
	Coração	**61**	-0,6	-4,6
	Rim	**130**	12,5	-5,7
		132	126,1	11,0
	Intestino	**144**	-8,7	8,8
	Fígado	**93**	54,6	0,3
	Ovário	**160**	4,9	-29,0
	Testículo	**178**	56,4	207,2

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Em ambas as técnicas, diversos pontos apresentaram diferenças percentuais elevadas. Esse comportamento está relacionado às limitações no uso dos filmes radiocrômicos em conjunto com o fantoma, já que o posicionamento dos filmes ocorreu entre os cortes do fantoma, o que pode ter comprometido a precisão da sua resposta. A colocação do filme em espaços intercalados tende a introduzir variações na dose, pois essas regiões podem não representar uma dose homogênea.

Também foi realizado o teste de compatibilidade entre as doses experimentais e as doses previstas no planejamento, uma vez que o cálculo da diferença percentual não considera as incertezas associadas às medições (Tabela 16).

Tabela 16 - Teste de compatibilidade entre o valor do planejamento e o valor experimental providos da leitura dos filmes radiocrômicos.

			TESTE DE COMPATIBILIDADE	
	Região	**Ponto**	**FILME CT3D**	**FILME VMAT**
PTV	**Cérebro**	**1**	2,5	0,1
		4	1,7	0,4
		10	2,8	1,7
		12	1,3	0,7
	Medula	**20**	1,6	1,4
		21	2,2	1,4
		76	1,3	2,5
		146	0,2	4,7
OAR	**Cristalino**	**15**	2,1	2,8
		16	2,7	2,0
	Tireoide	**25**	3,0	2,7
	Mama	**58**	22,5	0,5
	Pulmão	**53**	11,7	2,1
		83	1,6	0,1
	Coração	**61**	0,2	1,2
	Rim	**130**	2,1	1,2
		132	3,2	1,7
	Intestino	**144**	3,2	1,7
	Fígado	**93**	9,8	0,1
	Ovário	**160**	0,4	5,0
	Testículo	**178**	17,4	30,3

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Embora os valores não sejam os mesmos que os encontrados com a utilização dos TLD`s, a compatibilidade dos valores provenientes dos filmes radiocrômicos apresentou o mesmo comportamento. Isto é, os valores que não foram aprovados nesse teste concentraram-se em regiões de fora ao PTV, onde a dose é mais suscetível a variações devido à menor conformidade da técnica de entrega e a maioria dos valores não aprovados correspondeu à técnica CT3D, reforçando mais uma vez que essa técnica apresenta menor precisão em regiões de contorno complexo e nos órgãos de risco, quando comparada à técnica VMAT.

Os valores de dose total acumulada do tratamento completo (Tabela 17) nas duas técnicas (CT3D e VMAT) provindas da leitura dos filmes radiocrômicos também foram verificadas e de acordo com a tabela apresentada no Timmerman

(TIMMERMAN, 2021) para um tratamento de 20 frações, tanto a técnica CT3D quanto VMAT estão aprovadas.

Tabela 17 - Dose total (em cGy) do tratamento para as técnicas CT3D e VMAT provinda da leitura dos filmes radiocrômicos.

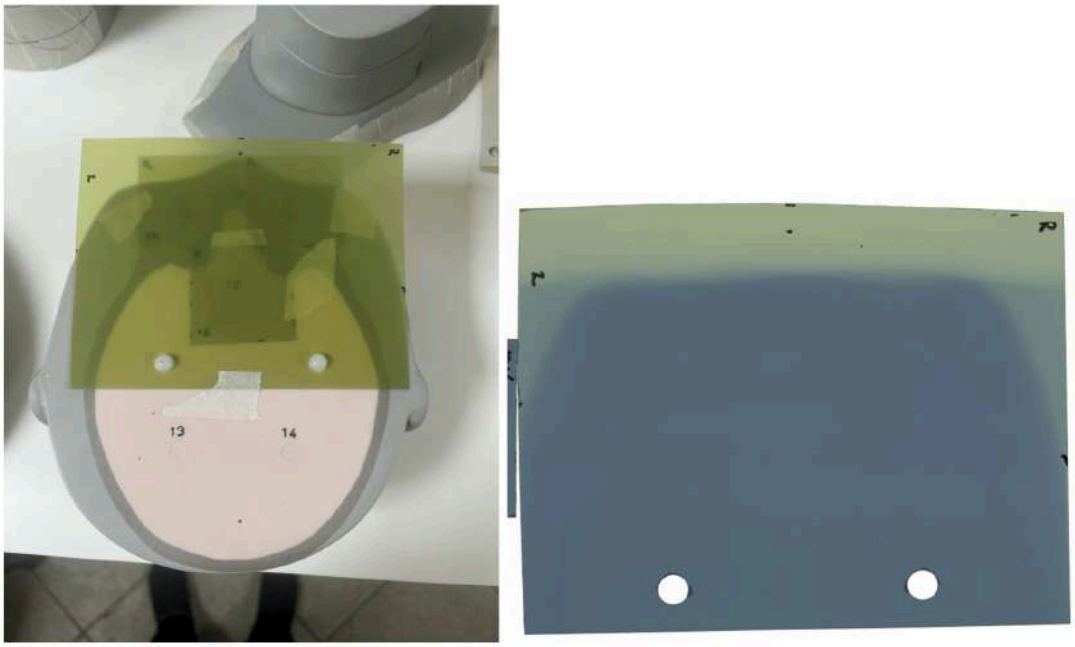
	Região	Ponto	CT3D (cGy)	VMAT(cGy)
PTV	Cérebro	1	3982 ± 122	3690 ± 114
		4	3892 ± 120	3748 ± 114
		10	4038 ± 130	3896 ± 122
		12	3868 ± 120	3948 ± 126
	Medula	20	3908 ± 122	3380 ± 178
		21	3786 ± 116	3664 ± 112
		76	3762 ± 120	3786 ± 120
		146	3446 ± 106	3714 ± 118
OAR	Cristalino	15	3766 ± 116	3106 ± 106
		16	3938 ± 136	1996 ± 74
	Tireoide	25	2838 ± 82	1070 ± 38
	Mama	58	222 ± 4	468 ± 10
	Pulmão	53	228 ± 6	640 ± 16
		83	370 ± 10	792 ± 18
	Coração	61	2712 ± 86	668 ± 16
	Rim	130	298 ± 6	1376 ± 40
		132	1114 ± 168	2042 ± 80
	Intestino	144	2816 ± 82	1472 ± 52
	Fígado	93	280 ± 6	1182 ± 32
	Ovário	160	374 ± 12	562 ± 14
	Testículo	178	220 ± 4	180 ± 4

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Além da análise quantitativa, foi realizada uma análise qualitativa das diferenças nas técnicas de irradiação CT3D e VMAT, observadas diretamente nos filmes radiocrômicos irradiados. Essas diferenças eram visíveis a olho nu, permitindo identificar variações na distribuição de dose entre as técnicas.

As Figuras 46 e 47 e as Figuras 48 e 49 apresentam um resultado visual de um mesmo local anatômico do fantoma obtido da irradiação por meio de técnicas de planejamento distintas.

Figura 46 - Filme posicionado na parte anterior do cérebro de um corte do fantoma (lado esquerdo) e filme já irradiado pela técnica CT3D (lado direito).

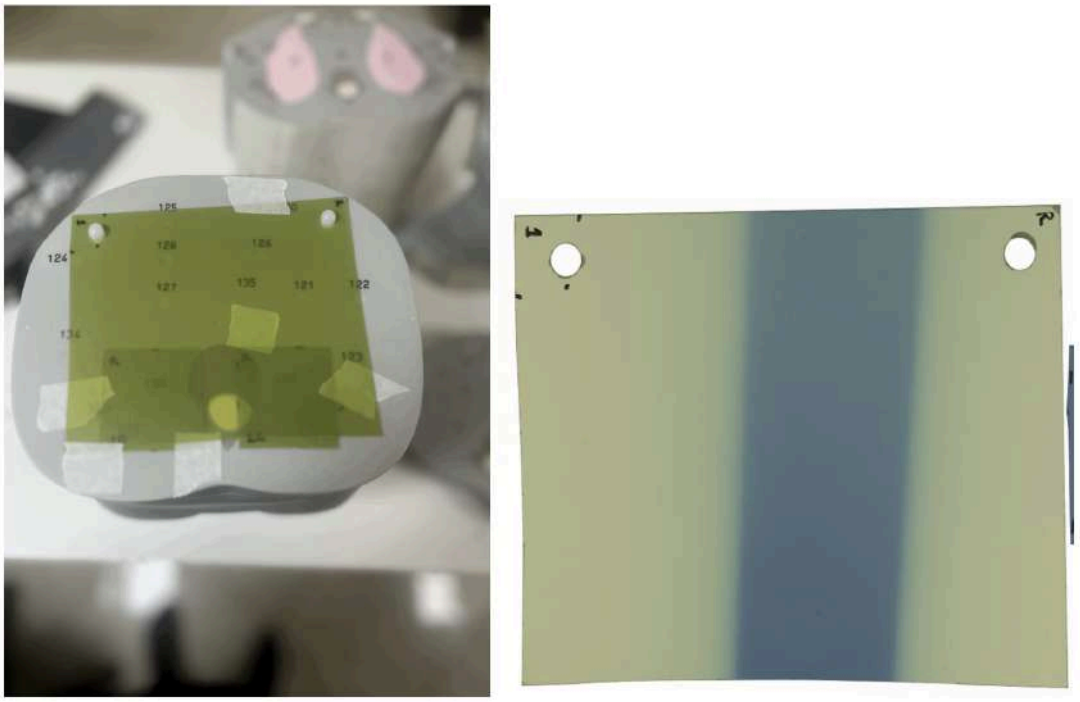


Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 47 - Filme posicionado na parte anterior do cérebro de um corte do fantoma (lado esquerdo) e filme já irradiado pela técnica VMAT (lado direito).

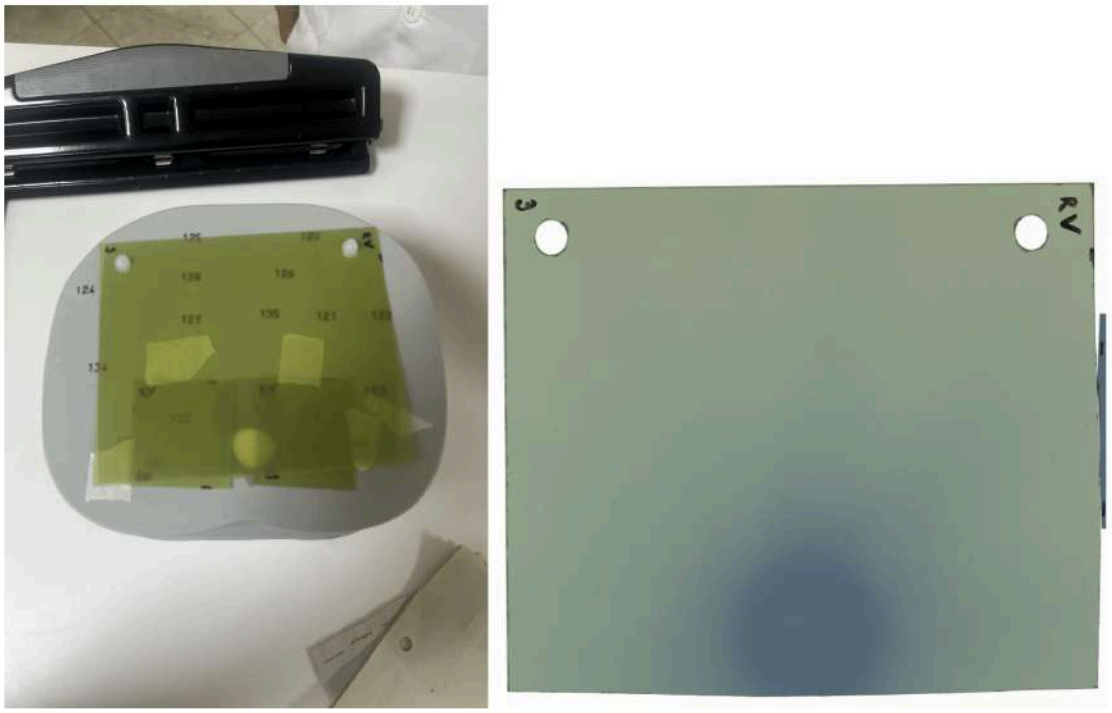
Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 48 - Filme posicionado em um corte onde há a medula do fantoma (lado esquerdo) e filme já irradiado pela técnica CT3D (lado direito).



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Figura 49 - Filme posicionado em um corte onde há a medula do fantoma (lado esquerdo) e filme já irradiado pela técnica VMAT (lado direito).



Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

A análise comparativa das imagens revela diferenças significativas na distribuição da dose de radiação. Isto é, na figura 54 e 56 observa-se uma distribuição menos homogênea, com áreas de concentração de dose nas regiões periféricas ao PTV, que pode indicar um risco maior de dano aos órgãos de risco. Por outro lado, nas figuras 51 e 53 observa-se sua distribuição de dose uniforme e concentrada ao PTV, reduzindo a exposição de valores significativos de dose dos órgãos de risco. O que foi comprovado também na análise quantitativa.

6. CONCLUSÃO

O presente trabalho comparou as técnicas radioterápicas CT3D e VMAT no tratamento do neuroeixo em pacientes pediátricos, utilizando o fantoma NEOATOM preenchido com TLD`s e filmes radiocrômicos. A análise das distribuições de dose demonstrou que ambas as técnicas foram aprovadas em relação aos valores totais acumulados do tratamento, de acordo com a tabela de Timmerman para um regime de 20 frações.

Entretanto, os resultados reforçaram a superioridade da técnica VMAT em termos de exatidão, especialmente em regiões de contorno complexo e em órgãos de risco, evidenciando uma maior conformidade no planejamento e na entrega de dose. Os valores que não atenderam ao teste de compatibilidade entre doses planejadas e experimentais concentraram-se predominantemente fora do PTV e foram majoritariamente observados na técnica CT3D, devido à sua menor capacidade de conformidade nessas regiões.

Por outro lado, a técnica CT3D, embora menos precisa, também demonstrou adequação para a entrega de doses dentro dos critérios estabelecidos, consolidando sua utilidade como uma opção viável em determinadas situações clínicas, em que se busca evitar a irradiação de órgãos fora da região medial abdominal. Uma alternativa eficiente é o tratamento híbrido, onde nesse contexto, o PTV do cérebro pode ser tratado com a técnica VMAT, garantindo maior conformidade e proteção aos órgãos de risco nessa área, enquanto o PTV da medula pode ser irradiado com a técnica CT3D, que em casos específicos, como o de pacientes do sexo feminino é uma abordagem particularmente benéfica ao poupar a mama, um órgão de grande importância funcional e estética para as mulheres, minimizando os possíveis impactos adversos a longo prazo. Essa combinação permite balancear a exatidão do tratamento com a proteção de estruturas críticas.

SUGESTÃO

Para trabalhos futuros, seria interessante incluir um maior número de pontos de verificação de doses, especialmente em regiões críticas adjacentes ao neuroeixo que podem ser impactadas durante o tratamento radioterápico. Pontos estes que representam por exemplo as regiões como a laringe, o esôfago, a mandíbula e a traqueia. Isso porque, esses pontos podem possivelmente ser localizados na região de interseção dos campos de irradiação de PTV cérebro com campo de PTV da medula, onde ocorre um aumento de dose. A inclusão de um maior número de pontos de verificação de doses poderia fornecer uma análise mais detalhada da distribuição de dose e contribuir para uma avaliação mais completa dos riscos de exposição a órgãos de risco. O que permitiria aprimorar a precisão dos estudos comparativos das técnicas de irradiação e auxiliar na otimização dos parâmetros de tratamento, garantindo uma melhor proteção dos tecidos saudáveis e um planejamento ainda mais seguro e eficaz para pacientes pediátricos.

A aplicação da simulação Monte Carlo, como parte do desenvolvimento deste trabalho, pode complementar a avaliação das técnicas radioterápicas CT3D e VMAT. O uso dessa abordagem permitirá a comparação entre os resultados obtidos experimentalmente e as simulações Monte Carlo, com o objetivo de validar a precisão das doses absorvidas e assegurar a qualidade dos planos de tratamento.

REFERÊNCIAS

ASCO. *The X-Ray Era: Historical Perspectives and Future Directions in Radiotherapy*. 10 jun. 2018. Disponível em: <https://ascopost.com/issues/june-10-2018/the-x-ray-era/>. Acesso em: 30 set. 2024.

ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.* Wisconsin: Wisconsin Medical School, 1986.

CAMPOS, Letícia L. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. *Thermoluminescence of materials and its application on radiation dosimetry.* Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade Federal de São Carlos, São Paulo, [s.d.]. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/ce/a/y3gsnXVkT7xstPXGwGw3JfB/?lang=pt>. Acesso em: 14 nov. 2024.

CIRS INC. Simuladores antropomórficos CIRS Atom. Disponível em: <https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/05/701-706-ATOM-PB-120418.pdf>. Acesso em: 17 out. 2024.

CLEAR WATER RADIATION ONCOLOGY. *Volumetric Modulated Arc Therapy*. Disponível em: <https://clearwaterradiation.com/volumetric-modulated-arc-therapy/>. Acesso em: 30 set. 2024.

DAVID. Estudo radiográfico: efeito compton e efeito fotoelétrico. 2018. Disponível em: <http://estudoradiografico.blogspot.com/2018/09/efeito-compton-e-efeito-fotoeletrico.html>. Acesso em: 3 jul. 2024.

EFEITOS FOTOELÉTRICO E COMPTON. Efeito Compton. [S.l.]: [s.n.], [s.d.]. Disponível em: <https://efeitofotoeletricoecompton.webnode.com.br/efeito-Compton/>. Acesso em: 30 set. 2024.

ECKMÜLLER, A. *X-Ray Sources*. 2021. Disponível em: <https://collab.dvb.bayern/display/TUMzfp/X-Ray+Sources>. Acesso em: 30 set. 2024.

FORTES, S. Técnicas de planejamento e tratamento do neuroeixo: do convencional à alta tecnologia. [s.d.]. Apresentação do Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia. Disponível em: <http://sbradioterapia.com.br/conteudos/slides/2019/dosimetristas_0014.php>. Acesso em: 20 nov. 2024.

GLOBAL HEALTHCARE & HOSPITALS. Rays of hope: the past, the present, and the future of radiotherapy. *Healthcare Management*, [s.d.]. Disponível em: <https://www.hhmglobal.com/knowledge-bank/articles/rays-of-hope-the-past-the-present-and-the-future-of-radiotherapy>. Acesso em: 30 set. 2024.

GOLDBERG, T. B. L.; RODRIGUES, M. A. M.; TAKATA, R. T.; NOGUEIRA, C. R.; FALEIROS, A. T. S. Deficiência de hormônio do crescimento após radioterapia por meduloblastoma na infância: relato de caso. *Academia Brasileira de Neurologia (ABNEURO)*, v. 61, n. 2B, 2003.

GRIFFITHS, D.J. *Introduction to Quantum Mechanics*. 3. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2018.

IAEA[1]. *Cyclotron Produced Radionuclides: Physical Characteristics and Production Methods*. 2009. Disponível em: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/trs468_web.pdf>. Acesso em: 30 set. 2024.

IAEA[2]. *Defining target volumes and organs at risk*. Vienna: IAEA, [s.d.]. Disponível em: <https://humanhealth.iaea.org/HHW/RadiationOncology/Treatingpatients/Treatment_planning_and_techniques/Training_Course/12_Defining_target_volumes_and_organs_at_risk.pdf>. Acesso em: 3 nov. 2024.

ICRU. *International Commission on Radiation Units and Measurements.* Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. ICRU Publication 50, 1993.

INCA[1]. *Instituto Nacional do Câncer.* Estimativa 2014 incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2014.

INCA[2]. *Plano de qualificação para radioterapia - curso técnico de radioterapia*. Brasil, 2021. Disponível em:<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//pqrt_curso_atual_tec_rdtrp_p1.pdf>. Acesso em: 30 set. 2024.

INSTITUTO DE FÍSICA. *Conceitos básicos de incerteza experimental.* Universidade Federal do Rio de Janeiro, [s.d.]. Disponível em: <https://fisexp1.if.ufrj.br/wp-content/uploads/2024/04/Conceitos_basico.pdf>. Acesso em: 21 nov. 2024.

JARUTHIEN, T. et al. Flattening filter free stereotactic body radiation therapy for lung tumors: outcomes and predictive factors. *Translational Cancer Research*, v. 10, p. 571-580, 2021. DOI: 10.21037/tcr-20-3174. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/349626274_Flattening_filter_free_stereotactic_body_radiation_therapy_for_lung_tumors_outcomes_and_predictive_factors>. Acesso em: 30 set. 2024.

KIKALI, M. *LINAC Linear Accelerator*. Slideshare, 2020. Disponível em: <https://pt.slideshare.net/slideshow/linac-linear-accelerator/239540600#1>. Acesso em: 30 set. 2024.

LIMA, M. F. F.; SAMPAIO, M. V. M.; MORAIS, F. S.; SILVA, J. S. Um estudo dos parâmetros físicos envolvidos na formação de imagens radiográficas em tomografias computadorizadas. *Revista Científica Multidisciplinar*, 2024. Disponível em: <https://www.researchgate.net/figure/Figura-5-Producao-de-pares-eletron-positron-e-processo-de-aniquilacao_fig1_381696227>. Acesso em: 4 ago. 2024.

MUNDO EDUCAÇÃO. Ondas eletromagnéticas: características e tipos. Disponível em: <https://mundoeducacao.uol.com.br/fisica/ondas-eletromagneticas.htm>. Acesso em: 30 set. 2024.

NOLASCO, A. V. Métodos de dosimetria de superfícies aplicados ao controle de qualidade e investigação de dose na pele em tratamentos de radioterapia. 2017. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais, 2017.

OKUNO, E. *Física para ciências biológicas e biomédicas*. São Paulo: Harper & Row do Brasil, 1982.

PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 2. ed. Áustria: International Atomic Energy Agency, 2005.

PRÆESTEGAARD, L. H. *Aarhus University Hospital. Applications of Electron Linear Accelerators for Radiotherapy*. Disponível em: <https://www.slideserve.com/clair/applications-of-electron-linear-accelerators-for-radiotherapy-powerpoint-ppt-presentation>. Acesso em: 30 set. 2024.

PUC-RIO. A interação de fótons com a matéria. 2005. Disponível em: <https://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/15703/15703_3.PDF>. Acesso em: 17 out. 2024.

RADPRO. *International GmbH. TLD Elements.* Disponível em: <https://www.radpro-int.com/tld-1/tld-material/>. Acesso em: 17 out. 2024.

RICHMOND, C. R. ICRP Publication 23. *International Journal of Radiation Biology and Related Studies in Physics, Chemistry and Medicine*, v. 48, p. 285–285, 1985.

SABOL, J. *Basic radiation protection for the safe use of radiation and nuclear technologies.* In: *Radiation Therapy.*IntechOpen, 2023. DOI: 10.5772/intechopen.108379. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.108379>. Acesso em: 11 nov. 2024.

SALEMME, F. Aceleradores lineares. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, Varian – Brasil, 2005. Disponível em: <https://pt.slideshare.net/slideshow/palestra98/26029878#1>. Acesso em: 17 out. 2024.

SALVAJOLI, V. F.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. *Radioterapia em oncologia.* 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2013. 1312 p.

SARDARI, D.; MALEKI, R.; SAMAVAT, H.; ESMAEELI DAFCHAHI, H. Measurement of depth-dose of linear accelerator and simulation by use of Geant4 computer code. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, v. 15, 2010. DOI: 10.1016/j.rpor.2010.03.001. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/236147691_Measurement_of_depth-dose_of_linear_accelerator_and_simulation_by_use_of_Geant4_computer_code>. Acesso em: 30 set. 2024.

SOUZA, M. Relevância dos testes de segurança para aceleradores lineares usados em radioterapia. 2020. Disponível em: <https://ninho.inca.gov.br/jspui/bitstream/123456789/3303/3/Relevância%20dos%20testes%20de%20segurança%20para%20aceleradores%20lineares%20usados%20em%20radioterapia.pdf>. Acesso em: 14 nov. 2024.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, M. A. R. R. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 10ª revisão. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, abril 2014. 344 p.

TIMMERMAN, R. A story of hypofractionation and the table on the wall. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 111, n. 5, p. 1186-1194, 2021. Disponível em: <https://www.redjournal.org/action/showPdf?pii=S0360-3016%2821%2902831-5>. Acesso em: 14 nov. 2024.

VALENTIN, J. ICRP Publication 89: Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. *Annals of the ICRP*, v. 32, p. 1–277, 2002.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC. Radioterapia externa. 2019. Disponível em: <https://voufazerradioterapia.pt/radioterapia-externa/>. Acesso em: 30 set. 2024.

WINSLOW, J. F. et al. Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, v. 10, p. 195–204, 2009.

APÊNDICE A - TABELAS ADICIONAIS

Tabela A1 - Teste de compatibilidade do valor total do tratamento entre os valores do planejamento e os valores experimentais providos da leitura dos TLD`s.

			TESTE DE COMPATIBILIDADE	
	Região	**Ponto**	**TLD CT3D**	**TLD VMAT**
PTV	**Cérebro**	**1**	0,3	0,6
		4	0,7	1,0
		10	1,8	0,7
		12	0,8	1,0
	Medula	**20**	1,1	2,3
		21	0,0	1,5
		76	0,6	2,0
		146	0,8	1,6
OAR	**Cristalino**	**15**	0,7	1,3
		16	3,3	5,0
	Tireoide	**25**	0,7	0,4
	Mama	**58**	4,5	1,2
	Pulmão	**53**	9,1	1,9
		83	2,0	0,0
	Coração	**61**	2,2	0,0
	Rim	**130**	4,0	1,7
		132	3,5	1,1
	Intestino	**144**	1,4	0,3
	Fígado	**93**	1,2	0,3
	Ovário	**160**	2,9	4,7
	Testículo	**178**	9,0	6,7

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.

Tabela A2 - Teste de compatibilidade do valor total do tratamento entre os valores do planejamento e os valores experimentais providos da leitura dos filmes radiocrômicos.

			TESTE DE COMPATIBILIDADE	
	Região	**Ponto**	**FILME CT3D**	**FILME VMAT**
PTV	**Cérebro**	**1**	2,5	0,1
		4	1,7	0,4
		10	2,8	1,7
		12	1,3	0,7
	Medula	**20**	1,6	1,4
		21	2,2	1,4
		76	1,3	2,5
		146	0,2	4,7
OAR	**Cristalino**	**15**	2,1	2,8
		16	2,7	2,0
	Tireoide	**25**	3,0	2,7
	Mama	**58**	22,5	0,5
	Pulmão	**53**	11,7	2,1
		83	1,6	0,1
	Coração	**61**	0,2	1,2
	Rim	**130**	2,1	1,2
		132	3,2	1,7
	Intestino	**144**	3,2	1,7
	Fígado	**93**	9,8	0,1
	Ovário	**160**	0,4	5,0
	Testículo	**178**	17,4	30,3

Fonte: Elaborada pela autora, 2024.