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

TUDE BRAGA ANDRADE

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DE HETEROGENEIDADE NA DOSE DEPOSITADA: ANÁLISE EXPERIMENTAL E POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO

Rio de Janeiro
2024

TUDE BRAGA ANDRADE

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DE HETEROGENEIDADE NA DOSE DEPOSITADA: ANÁLISE EXPERIMENTAL E POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO

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

Orientador: M.Sc Claudio Castelo Branco Viegas
Co-orientadora: Prof. Dra. Simone Coutinho Cardoso

Rio de Janeiro
2024

figuras/file.pdf

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS MATEMÁTICAS E DA NATUREZA
INSTITUTO DE FÍSICA
http://www.if.ufrj.br
email: ifisica@if.ufrj.br

Ata n⁰ ___ de defesa de Trabalho de Fim de Curso para concessão de conceito final nesta disciplina, realizada em 18 de dezembro de 2024.

Aos dezoito dias do mês de dezembro de dois mil e vinte e quatro, no formato remoto, a aluna **TUDE BRAGA ANDRADE** apresentou, perante os membros da banca examinadora, o trabalho intitulado "**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DE HETEROGENEIDADE NA DOSE DEPOSITADA: ANÁLISE EXPERIMENTAL E POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO**", realizado sob orientação de Claudio Castelo Branco Viegas (orientador - PQRT/INCA e HUCFF/UFRJ) e Simone Coutinho Cardoso (coorientadora - IF/UFRJ), para a obtenção do conceito final na disciplina Trabalho de Fim de Curso de Física – Graduação Física Médica. A banca examinadora compunha-se dos membros Claudio Castelo Branco Viegas (PQRT/INCA e HUCFF/UFRJ), Simone Coutinho Cardoso (IF/UFRJ), Anna Maria Campos de Araújo (PQRT/INCA) e Daniel de Miranda Silveira (IF/UFRJ). O presidente da banca deu início aos trabalhos às 14:00, dando-se a palavra à candidata, tendo a mesma cinquenta minutos para a exposição do trabalho. Após, a candidata foi arguida pela banca examinadora. Terminada essa etapa, a banca examinadora reuniu-se e, depois do julgamento, a candidata foi:

aprovado, com média 8,5 (oito e meio)

- [ ] sem exigências;
- [x] com a exigência de fazer pequenas correções no trabalho;
- [ ] com a exigência de fazer grandes modificações no trabalho;

tendo o aluno o prazo de ____ dias para efetuar as correções e apresentá-las ao presidente da banca.

- [ ] reprovado, com média _____ (_____).

E, para constar, foi lavrada a presente Ata que vai assinada pelos membros da banca examinadora e pelo candidato.

1- _____ (presidente, orientador)
2- _____ (coorientadora)
3- _____
4- _____
5- _____ (aluna)

Endereço: Instituto de Física da UFRJ
Tel: (021) 2562-7470
Caixa Postal 68528
Fax: (021) 2562-7368
21941-972 - Rio de Janeiro - RJ - Brasil.
e-mail: simone@if.ufrj.br

“A question that sometimes drives me hazy: am I or are the others crazy?”

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Agradeço, em primeiro lugar, à minha mãe, Marli, por me apoiar nessa jornada. Agradeço também à minha família — irmãos, cunhados e sobrinhos — por estarem sempre comigo, independentemente da distância.

Sou grato às famílias Andrade e Braga pela torcida de sempre.

Aos amigos da turma de Física Médica 2019.1, meu especial agradecimento. Em particular, André Luiz, Davi Dallapicola, Gabriel Miranda, Larissa Gabriela, Ruy Rayol e Thalys Gama, por me acolherem no grupo de estudos, por tornarem essa caminhada mais prazerosa e por fazerem do isolamento um momento menos doloroso.

Agradeço também aos amigos que foram chegando ao longo desse tempo e que fizeram toda a diferença: Carol Niklaus, Jenninha e Natália Fernandez.

Meu carinho ao Artur Souza, companheiro de samba, de praia e de braço quebrado. Você tornou tudo mais leve e divertido!

Ao Arthur Moreira, que foi babado desde o primeiro momento em que nos conhecemos, meu sincero agradecimento. Obrigada pela amizade, pela disposição em ensinar e pelos babados!

Sou grata aos amigos de Belo Horizonte, do Rio de Janeiro e de tantos outros lugares por onde passei.

Agradeço a todos que fizeram parte da NeoAtom, especialmente aqueles que ajudaram a fundá-la e a todos que se interessaram em participar e contribuir.

Minha profunda gratidão à professora e orientadora Simone Cardoso, por

todos os ensinamentos, desde antes mesmo do início das aulas. Obrigada por ser uma inspiração e um exemplo de pessoa, professora, coordenadora e pesquisadora. Obrigada por abraçar nossas ideias e me receber de braços abertos no grupo de pesquisa, mesmo já tendo muitos alunos sob sua orientação.

Agradeço a todos do grupo de pesquisa do Laboratório de Radiação Gama e X (LAFRAG), pelos inúmeros aprendizados e discussões enriquecedoras. Um agradecimento especial ao professor Luiz Rosa, por seus valiosos ensinamentos.

Ao professor Odair Gonçalves (in memoriam), sou grata por me apresentar à Física das Radiações e me fazer ter certeza de que eu estava no caminho certo.

Agradeço ao Claudio Viegas, por abrir as portas do PQRT/INCA, pela disposição em ensinar, debater e fazer pesquisa.

Por fim, agradeço a Universidade Federal do Rio de Janeiro pela oportunidade de estudar, os colegas de curso e profissionais da área, que passaram pelo meu caminho e me ajudaram a me tornar uma Física Médica.

"O que é radiação?"

Odair Dias Gonçalves

RESUMO

A dosimetria é uma área essencial na radioterapia, permitindo medir a dose de radiação absorvida pelos tecidos humanos. A presença de heterogeneidades nos tecidos pode alterar a distribuição de dose, impactando a eficácia dos tratamentos. Este trabalho investigou a influência de heterogeneidades na dose absorvida, utilizando simulações Monte Carlo (TOPAS MC) e experimentos com dosímetros termoluminescentes (TLD) e câmaras de ionização (CI). O principal objetivo foi avaliar a influência de heterogeneidades na dose absorvida, verificando se a presença dos dosímetros representa um fator de heterogeneidade relevante. Além disso, buscou-se validar o espectro de energia do 60Co usado nas simulações. Experimentalmente, foram realizados testes no Programa de Qualidade em Radioterapia do INCA utilizando um fantoma heterogêneo composto por poliestireno, PVC, cortiça e ar. As simulações foram conduzidas com o TOPAS MC, replicando as condições experimentais, incluindo a configuração dos materiais e a geometria dos dosímetros. Foi simulado também a dose depositada no meio na ausência da CI e TLD. Os resultados indicaram que a presença dos dosímetros alterou a dose depositada no meio, evidenciando seu efeito como fator de heterogeneidade. As discrepâncias relativas foram mais significativas nas configurações envolvendo materiais como cortiça e PVC. A validação do espectro de energia do 60Co foi satisfatória, confirmando a precisão das simulações realizadas. As doses obtidas nos experimentos e nas simulações mostraram boa concordância, reforçando a importância de considerar a presença de dosímetros em cálculos dosimétricos.

.

ABSTRACT

Dosimetry is an essential area in radiotherapy, allowing the measurement of the radiation dose absorbed by human tissues. The presence of heterogeneities in tissues can alter the dose distribution, impacting the efficacy of treatments. This work investigated the influence of heterogeneities on the absorbed dose, using Monte Carlo simulations (TOPAS MC) and experiments with thermoluminescent dosimeters (TLD) and ionization chambers (IC). The main objective was to evaluate the influence of heterogeneities on the absorbed dose, verifying whether the presence of dosimeters represents a relevant heterogeneity factor. In addition, we sought to validate the energy spectrum of 60Co used in the simulations. Experimentally, tests were performed in the Programa de Qualidade em Radioterapia do INCA of INCA using a heterogeneous phantom composed of polystyrene, PVC, cork and air. The simulations were conducted with TOPAS MC, replicating the experimental conditions, including the configuration of the materials and the geometry of the dosimeters. The dose deposited in the medium in the absence of IC and TLD was also simulated. The results indicated that the presence of dosimeters altered the dose deposited in the medium, evidencing their effect as a heterogeneity factor. The relative discrepancies were more significant in configurations involving materials such as cork and PVC. The validation of the 60Co energy spectrum was satisfactory, confirming the accuracy of the simulations performed. The doses obtained in the experiments and in the simulations showed good agreement, reinforcing the importance of considering the presence of dosimeters in dosimetric calculations.

.

LISTA DE FIGURAS

1. Importância relativa dos três principais tipos de interações de fótons.
2. Termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia
3. Curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado com 60Co à temperatura ambiente
4. Desenho esquemático de uma câmara de ionização do tipo Farmer
5. Desenho esquemático para a definição do tamanho de campo
6. As quatro configurações do fantoma de heterogeneidades
7. Fantoma de água
8. Cápsula de poliestireno contendo o pó de LiF:Mg,Ti
9. Gaveta para inserir o TLD off-axis e o TLD após a heterogeneidade
10. Câmara de Ionização Farmer
11. CI inserida na placa de poliestireno
12. Aparelho de 60Co
13. Dispensador manual contendo o pó de LiF e copelas
14. Leitora automática de dosímetros termoluminescentes FIMEL PCL3
15. Razão entre a carga coletada na água e a carga coletada em cada heterogeneidade
16. Razão entre a contagem na água e a contagem de cada heterogeneidade
17. Espectro de energia de decaimento do ^{60}Co
18. Ilustração esquemática da binagem do simulador
19. Validação do código para o espectro de energia do ^{60}Co
20. Razão entre a carga coletada pela CI no Fantoma água 40 x 40 x 40 cm e a carga coletada pela CI em cada heterogeneidade
21. Razão entre a medida com placa de heterogeneidade e a medida da dose na água

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Densidade dos materiais usados nas medidas experimentais.
Tabela 2 – Carga coletada pela câmara de ionização após irradiação de 2Gy de ^{60}Co.
Tabela 3 – Contagens coletadas pela leitora de TLD após irradiação de 2Gy de ^{60}Co.
Tabela 4 – Densidade dos materiais usados nas simulações.
Tabela 5 – Doses depositadas nos dosímetros por simulação computacional.
Tabela 6 – Discrepância relativa entre as doses depositadas nos dosímetros CI e TLD.
Tabela 7 – Discrepância relativa entre a dose depositada na CI inserida no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm e a dose depositada na CI inserida nas heterogeneidades.
Tabela 8 – Discrepância relativa entre a dose depositada no TLD inserido no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm e a dose depositada no TLD inserido nas heterogeneidades.
Tabela 9 – Discrepância relativa entre a dose depositada no poliestireno e a dose depositada na CI, para cada heterogeneidade.
Tabela 10 – Discrepância relativa entre a dose depositada no poliestireno e a dose depositada no TLD, para cada heterogeneidade.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM - American Association of Physicists in Medicine

CI - Câmara de Ionização

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

INCA - Instituto Nacional de Câncer

ICRP - International Commission on Radiological Protection

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements

MC - Monte Carlo

NIST - National Institute of Standards and Technology

PQRT - Programa de Qualidade em Radioterapia

SSD - Distância Fonte-Superfície

TLD - Dosímetro Termoluminescente

TOPAS - TOol for PArticle Simulation

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1	INTERAÇÕES DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA	5
2.1.1	Efeito Fotoelétrico	6
2.1.2	Efeito Compton	7
2.1.3	Produção de Pares	7
2.2	QUANTIDADES PARA DESCREVER A INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA	8
2.2.1	KERMA (K)	8
2.2.2	Dose Absorvida	10
2.2.3	Exposição (X)	11
2.3	DOSIMETRIA	11
2.3.1	Dosimetria Termoluminescente	11
2.3.1.1	Materiais Termoluminescentes	13
2.3.1.2	Curva de Emissão Termoluminescente	13
2.3.1.3	Fluoreto de lítio	14
2.3.1.4	Tratamentos térmicos	15
2.3.1.5	Leitora de TLD	16
2.3.2	Câmara de Ionização	16
2.3.2.1	Equilíbrio Eletrônico	18
2.3.2.2	Câmaras de Ionização do Tipo Farmer	19
2.3.2.3	Calibração do conjunto dosimétrico	21
2.4	SIMULAÇÃO USANDO MÉTODO MONTE CARLO	24
2.4.1	TOPAS MC	25
3	METODOLOGIA E RESULTADOS	28
3.1	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	28
3.1.1	Fantoma de heterogeneidade	28
3.1.2	Fantoma de água	29
3.1.3	Dosímetros	30
3.1.3.1	Dosímetro TLD	30

3.1.3.2	Câmara de Ionização	31
3.1.4	Fonte de Radiação Utilizada	32
3.1.5	Irradiação	33
3.2	RESULTADOS MEDIDAS EXPERIMENTAIS	35
3.3	METODOLOGIA E RESULTADOS COMPUTACIONAIS	38
3.3.1	Validação do espectro de energia do ^{60}Co	39
3.3.2	Dose depositada nos dosímetros CI e TLD obtida por simulação computacional	41
3.3.3	Diferença entre a dose depositada na CI e TLD	42
3.3.4	Análise da influência da heterogeneidade na dose depositada no TLD e na CI	43
3.3.3	Efeito da presença de um dosímetro como fator de heterogeneidade no meio de inserção	45
4	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	48
4.1	Comparação entre os resultados experimentais e computacionais	50
	REFERÊNCIAS	52
	APÊNDICE A	55
	ANEXO A	56

INTRODUÇÃO

O corpo humano é composto por diversos tecidos e cavidades, cada um com propriedades físicas e radiológicas distintas. Do ponto de vista da dosimetria de radiação, os tecidos e cavidades mais relevantes são aqueles cujas características radiológicas diferem das da água, como os pulmões, os seios da face e os ossos. Essas heterogeneidades influenciam significativamente a distribuição da dose de radiação. Para maximizar o benefício terapêutico da radioterapia, é essencial que a dose absorvida pelos tecidos irradiados na presença dessas heterogeneidades seja prevista com precisão [1].

A publicação 24 da *International Commission on Radiation Units* recomenda uma precisão de 5% na dose absorvida no volume-alvo, especialmente quando o objetivo principal é a erradicação do tumor primário. Para atingir esse nível de exatidão, a dosimetria é fundamental, servindo como a base para a prática da radioterapia [2].

Sob a perspectiva da Física, o detector ideal de radiação ionizante para uso em radioterapia seria aquele capaz de medir diretamente a dose absorvida, isto é, a energia média transferida à matéria por unidade de massa em um ponto específico [3]. No entanto, nenhum dosímetro disponível, para a prática diária da radioterapia, é capaz de realizar essa medição diretamente. Em vez disso, os dosímetros empregam efeitos indiretos, como ionização ou alterações químicas, para avaliar o impacto da radiação nos tecidos. A magnitude desses efeitos mensuráveis é então convertida na dose absorvida [4].

Nos primórdios da radioterapia, a quantidade de radiação era estimada com base em efeitos químicos e biológicos detectáveis na época. Por exemplo, o avermelhamento da pele era usado como um indicador da radiação recebida, o que deixava evidente a importância de estudar como ocorre a distribuição de dose em tratamentos radioterápicos [5].

Melhorias nos conceitos de dosimetria de radiação juntamente com desenvolvimento de padrões primários de dose absorvida pela água para feixes de fótons e elétrons de alta energia ofereceram a possibilidade de reduzir a incerteza na dosimetria de feixes de radioterapia [6].

A garantia da qualidade em radioterapia vai além de assegurar a precisão das medidas, com os equipamentos devidamente calibrados. Segundo a Organização Mundial da Saúde, garantia da qualidade em radioterapia é definida como “todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume-alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima de pessoal, e às verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento” [7].

O Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA) é uma iniciativa de alcance nacional que busca garantir aos pacientes o acesso à radioterapia com máxima eficiência e eficácia. Para isso, promove a implantação de programas de controle e garantia da qualidade, adaptados às especificidades e ao estágio tecnológico de cada serviço [8].

O PQRT oferece, entre outros serviços, a auditoria postal para feixes de fótons utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD) em situações que envolvem heterogeneidades. O objetivo dessa auditoria é verificar a precisão das correções realizadas pelo algoritmo do sistema de planejamento computadorizado no cálculo de dose em pacientes submetidos à radioterapia [8].

Para a realização da auditoria postal, a instituição interessada solicita ao PQRT um kit contendo fantomas, dosímetros e todas as instruções necessárias para a execução dos testes. Após a realização das irradiações, o kit é devolvido ao PQRT com os dosímetros irradiados, permitindo a leitura dos mesmos e a consequente avaliação da performance do sistema de planejamento.

Com o aumento da complexidade dos métodos de planejamento, os sistemas de planejamento de tratamento (TPS) devem apresentar modelagens de cálculo cada vez mais sofisticadas, de modo a considerar com maior fidelidade as diferentes densidades dos tecidos presentes no corpo humano. Nesse contexto, a verificação experimental independente do algoritmo de cálculo torna-se uma etapa essencial para aprimorar a gestão da qualidade dos tratamentos oferecidos pelos serviços de radioterapia.

Diante disso, o objetivo primário deste trabalho foi comparar as doses absorvidas, determinadas experimentalmente e por simulações computacionais utilizando câmara de ionização e dosímetros termoluminescentes, em diferentes

condições de heterogeneidade. Os objetivos secundários foram: validar o feixe de cobalto-60 (^{60}Co) utilizado nas simulações computacionais e investigar a influência do material do dosímetro como um fator de heterogeneidade no cálculo da dose.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Na radioterapia, o principal objetivo do tratamento é eliminar as células tumorais. Este efeito está relacionado com a quantidade de energia depositada numa certa massa de tecido. Assim, a dosimetria em radioterapia tem como principal finalidade medir ou estimar a dose absorvida nos diferentes tecidos do paciente [5].

A interação da radiação com a matéria é um processo físico que têm uma natureza inerentemente aleatória. Esses processos são classificados como estocásticos [9]. Uma quantidade estocástica possui as seguintes características [3]:

- Seus valores são aleatórios, ou seja, não podem ser previstos com precisão. No entanto, a probabilidade de cada valor específico é determinada por uma distribuição de probabilidade;
- É definida apenas em domínios finitos (não infinitesimais). Seus valores variam de forma descontínua no espaço e no tempo, tornando irrelevante falar de gradientes ou taxas de mudança;
- Em princípio, seus valores podem ser medidos com um erro tão pequeno quanto desejado;
- O valor esperado N_e de uma quantidade estocástica, representado por N, é a média $\overline{N}$ de seus valores medidos conforme o número de observações n tende ao infinito, ou seja, $\overline{N} \rightarrow N_e$ quando $n \rightarrow \infty$.

Por outro lado, uma quantidade não estocástica apresenta as seguintes características [3]:

- Sob condições específicas, seu valor pode ser previsto, em princípio, por meio de cálculos;
- Geralmente, é uma "função de ponto" definida para volumes infinitesimais. Por ser contínua e diferenciável no espaço e no tempo, é possível calcular gradientes espaciais e taxas de variação temporal. Tendo em mente que, qualquer argumento de um quociente diferencial legítimo é sempre considerado uma quantidade não estocástica;

- Seu valor é igual a, ou baseado em, o valor esperado de uma quantidade estocástica relacionada, se uma existir. Embora quantidades não estocásticas em geral não precisem ser relacionadas a quantidades estocásticas, elas são relacionadas no contexto da radiação ionizante.

Três quantidades não estocásticas são fundamentais para descrever as interações do campo de radiação com a matéria, considerando também os valores esperados em uma esfera infinitesimal no ponto de interesse. Essas grandezas são: kerma (K), dose absorvida (D) e exposição (X). Essas três grandezas são essenciais para compreender e caracterizar as interações entre radiação ionizante e diferentes materiais [3].

2.1 INTERAÇÕES DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

A maneira que os fótons interagem com a matéria depende do meio absorvedor e, principalmente, da energia do fóton *E*, que é dada por [3]:

$$E = h\nu. \quad \text{ou} \quad E = \frac{hc}{\lambda}. \tag{2.1}$$

Onde h é a constante de Planck, c é a velocidade da luz, ν é a frequência do fóton e λ é o comprimento de onda do fóton [10].

Na faixa de energia de interesse nesse trabalho, poucos MeVs, há três principais interações de fótons com a matéria: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares. A Figura 1 apresenta a dominância de cada efeito em relação à energia do fóton e do número atômico do material que ele interage. É por meio dessas interações que fótons transferem sua energia para partículas carregadas e estas, por sua vez, depositam energia no meio ao longo de suas trajetórias por interações coulombianas [10].

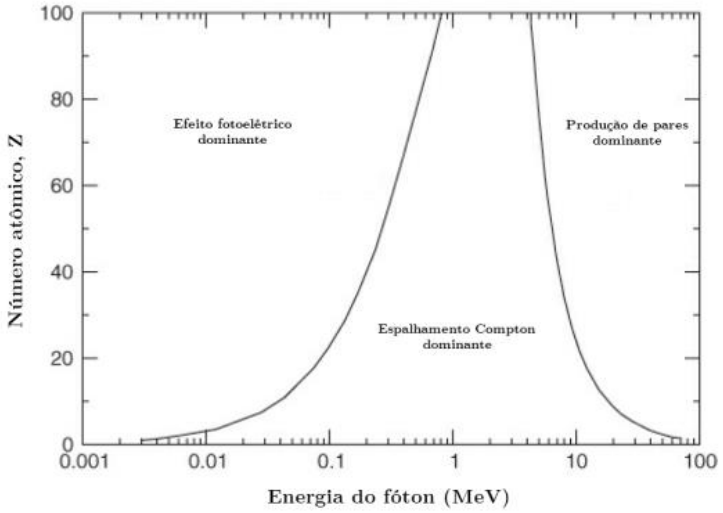


Figura 1: Importância relativa dos três principais tipos de interações de fótons. Fonte: Neto, 2023 [10]

Além desses efeitos, há mais dois tipos de espalhamento estudados na física das radiações: Rayleigh, também chamado de espalhamento coerente, e Thomson. O espalhamento Rayleigh ocorre quando um fóton de baixa energia interage com a nuvem eletrônica de um átomo, de número atômico *Z* elevado, como um todo. O átomo sofre um recuo para conservar momento e emite um fóton em um ângulo de espalhamento pequeno de energia próxima ao do fóton incidente para conservar energia e retornar ao seu estado original. O espalhamento Thomson ocorre quando um fóton interage com um elétron fracamente ligado, colocando-o em um movimento oscilatório. Nesta configuração, o elétron emite um fóton de mesma frequência que o fóton incidente [10].

2.1.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton de radiação incidente transfere toda a sua energia a um elétron ligado a um átomo. Como resultado, o elétron é ejetado da sua órbita, formando um íon positivo. Este processo é mais provável em materiais de alto número atômico *Z* e ocorre principalmente para fótons de baixa energia (raios- X e gama). A energia cinética do elétron ejetado

é igual à energia do fóton incidente menos a energia de ligação do elétron ao átomo como mostra a Equação 2.2 [11].

$$E_{\kappa} = h\nu - E_b. \tag{2.2}$$

Onde E_{κ} é a energia cinética do elétron ejetado; $h\nu$ energia do fóton incidente e E_b energia de ligação do elétron.

2.1.2 Efeito Compton

O efeito Compton acontece quando um fóton colide com um elétron fracamente ligado considerado livre e estacionário. Esta interação resulta na transferência de energia para o elétron, ejetando-o com energia cinética E_c a um ângulo θ, e, para conservação de momento, a formação de um fóton espalhado a um ângulo φ com energia $h\nu'$ dada pela equação 2.3. Esse processo ocorre predominantemente para fótons de energia intermediária e é relevante em materiais com átomos de qualquer número atômico. A mudança na energia do fóton espalhado depende do ângulo de espalhamento [11].

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c}(1 - cos\ \theta). \tag{2.3}$$

Onde $\Delta\lambda$ é a diferença do comprimento de onda do fóton incidente e espalhado; h é a constante de Planck; m_eé a massa do elétron; c é a velocidade da luz no vácuo e θ é o ângulo de espalhamento [11].

2.1.3 Produção de Pares

A produção de pares ocorre quando um fóton de alta energia (superior a 1,022 MeV) interage com o campo elétrico de um núcleo atômico de elevado *Z*, criando uma partícula e uma antipartícula: um elétron e um pósitron. Após sua criação, o pósitron eventualmente aniquila um elétron, produzindo dois fótons de

511 keV cada. É possível também, com menor probabilidade, que esse processo ocorra sob a presença de campos coulombianos de elétrons atômicos [11].

2.2 QUANTIDADES PARA DESCREVER A INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

2.2.1 KERMA (K)

Definido apenas para radiações indiretamente ionizantes como fótons X ou γ, KERMA (K*inetic Energy Released in Matter)*. é definido como o valor esperado da energia transferida para partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo energia de perda radiativa, mas excluindo energia passada de uma partícula carregada para outra como mostra a Equação 2.4 [3].

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q. \qquad (2.4)$$

Onde: ϵ_{tr}: energia transferida;

$(R_{in})_u$: energia radiante de partículas sem carga que entram em um volume V;

$(R_{out})_u^{nonr}$: energia radiante de partículas não carregadas que saem de V, exceto aquela que se originou de perdas radiativas de energia cinética por partículas carregadas enquanto em V;

$\sum Q$: energia líquida derivada da massa de repouso em V (m → E positivo, E → m negativo).

As perdas radiativas referem-se à conversão da energia cinética de partículas carregadas em energia de fótons, seja pela produção de raios- X por *bremsstrahlung* ou pela aniquilação de pósitrons. No caso da aniquilação, apenas a energia cinética do pósitron no momento da interação (somada aos 1,022 MeV correspondentes à energia de repouso das partículas) é considerada como perda de energia radiativa [3].

A energia radiante *R* é definida como a energia das partículas (excluindo a energia de repouso) que é emitida, transferida ou recebida, de acordo com a ICRU (1980) [3].

Com base na Equação 2.4, observa-se que a energia transferida corresponde à energia cinética recebida por partículas carregadas dentro de um volume *V* finito, independentemente de onde ou como essa energia seja posteriormente dissipada. No entanto, qualquer transferência de energia cinética entre partículas carregadas não é contabilizada ϵ_{tr} [3].

Assim, Kerma no ponto de interesse *P* dentro do volume *V* pode então ser definido como [3]:

$$K = \frac{d(\epsilon_{tr})_e}{dm} \equiv \frac{d\epsilon_{tr}}{dm}. \qquad (2.5)$$

Onde $(\epsilon_{tr})_e$: é o valor esperado da energia transferida no volume finito *V* durante um intervalo de tempo, para o volume infinitesimal dv no ponto interno *P*, e dm é a massa em dv. A unidade de K no Sistema Internacional de Medidas (SI) é gray (Gy), sendo 1 Gy = 1J/kg [3].

Como o kerma abrange a energia cinética adquirida pelas partículas carregadas, seja para ser dissipada em colisões ou em interações radiativas, ele pode ser dividido em duas componentes: uma corresponde à energia utilizada localmente para criar excitações e ionizações Kc, enquanto a outra representa a energia transportada por fótons Kr. Assim [3]:

$$K = K_c + K_r. \qquad (2.6)$$

Para fótons monoenergéticos Kc é relacionado com a fluência de energia Ψ por um coeficiente dependente de energia e do número atômico *Z* do material chamado de coeficiente mássico de absorção de energia $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,Z}$, de modo que a equação 2.7 [3]:

$$K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,Z}. \qquad (2.7)$$

Onde μ_{en} é chamado de coeficiente linear de absorção de energia em unidades de m^{-1} ou cm^{-1}, ρ é a densidade em kg/m^3 ou g/cm^3. Ψ é a fluência de energia em *P* em J/m^2 [3].

2.2.2 Dose Absorvida

Dose absorvida é a quantidade mais importante na radioterapia pois representa a energia por unidade de massa que permanece na matéria para produzir quaisquer efeitos atribuíveis à radiação [6]. É uma grandeza relevante para todos os tipos de radiação ionizante, seja direta ou indiretamente ionizante, bem como para qualquer fonte de radiação ionizante distribuída dentro do meio absorvente.

A energia transmitida pela radiação ionizante à matéria de massa m em um volume finito *V* é definida como [3]:

$$\varepsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q. \qquad (2.8)$$

Onde $(R_{out})_u$ é a energia radiante de toda a radiação não carregada que sai de *V*, $(R_{in})_c$ é a energia radiante das partículas carregadas que entram em *V*, e $(R_{out})_c$ é a energia radiante das partículas carregadas que saem de *V.*

Assim, a dose absorvida *D* é o valor esperado da energia transmitida $d\epsilon$ à matéria por unidade de massa *m* em um ponto *P* [3].

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}. \qquad (2.9)$$

A unidade de D, assim como de K, é gray (Gy).

2.2.3 Exposição (X)

Exposição é definida como o quociente de *dQ* por *dm*, onde o valor de *dQ* é o valor absoluto da carga total dos íons de um sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados por fótons no ar de massa dm são completamente parados no ar [3].

$$X = \frac{dQ}{dm}. \qquad (2.10)$$

A definição de *X* é usada apenas para fótons de raios- X e raios γ. A unidade de *X* é Coulomb (C) [3].

2.3 DOSIMETRIA

Um detector de radiação é um dispositivo capaz de identificar a presença de radiação ao ser colocado em um ambiente onde ela esteja presente. Existem diferentes formas de interação da radiação com materiais usados para detectar ou analisar suas características. Os métodos mais comuns envolvem a geração de cargas elétricas, emissão de luz, sensibilização de filmes fotográficos, formação de traços (buracos) no material, produção de calor ou mudanças na dinâmica de certos processos químicos. Geralmente, um detector de radiação é composto por um material sensível à radiação e um sistema que converte os efeitos dessa interação em um valor associado a uma grandeza física mensurável [12].

2.3.1 Dosimetria Termoluminescente

A termoluminescência faz parte de um processo maior denominado "Fenômeno Termicamente Estimulado" e consiste na emissão de luz provocada pelo aquecimento de um material previamente exposto à radiação. Embora apenas uma fração da energia absorvida pelo dosímetro termoluminescente (TL)

seja liberada na forma de luz, a intensidade da emissão é proporcional à energia da radiação absorvida pelo material [13].

Esse fenômeno pode ser descrito em dois estágios principais, conforme ilustrado na Figura 2. No primeiro estágio, ocorre a excitação inicial: a radiação ionizante interage com o material, promovendo elétrons da banda de valência (rica em elétrons) para a banda de condução (inicialmente vazia). Durante esse processo, alguns elétrons ficam presos em estados energéticos metaestáveis, denominados "armadilhas", localizados na banda proibida — uma região de energia entre as bandas de valência e de condução que não permite a presença de elétrons [13].

No segundo estágio, durante o aquecimento, o sistema retorna ao equilíbrio. Os elétrons aprisionados nas armadilhas recebem energia térmica suficiente para escapar, retornando à banda de valência. Esse movimento libera energia na forma de luz, um fenômeno denominado luminescência.

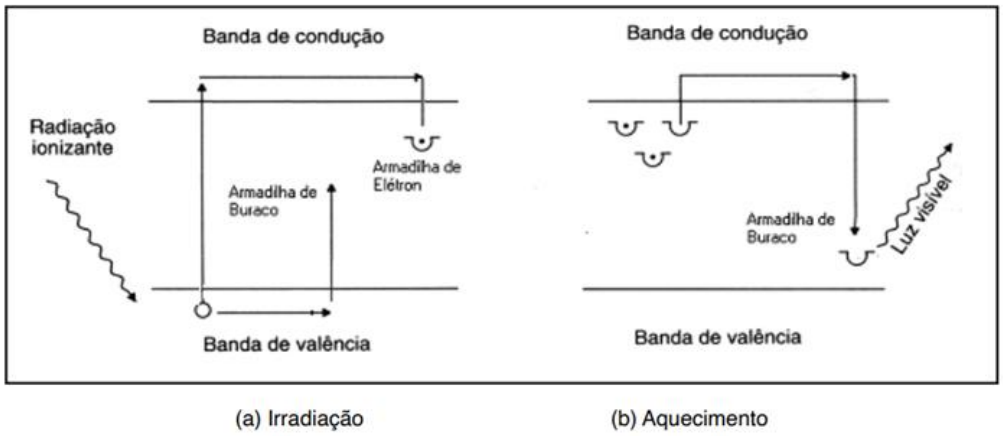


Figura 2: Termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia. (a): O material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução. (b): Quando aquecido, o elétron retorna à banda de valência, havendo emissão de luz. Fonte: Marin, 2003 [13].

O principal objetivo da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante a exposição à radiação. Esse comportamento é explicado pelo modelo de bandas de energia, no qual as armadilhas de elétrons ou lacunas desempenham um papel fundamental no armazenamento e na liberação subsequente de energia.

Após a irradiação, o cristal termoluminescente pode ser restaurado à sua condição inicial. Para isso, é necessário realizar um tratamento térmico, aquecendo-o a uma temperatura superior à empregada na leitura, garantindo que todos os elétrons e lacunas retornem aos seus estados originais [13].

2.3.1.1 Materiais Termoluminescentes

Na natureza, existem diversos materiais com propriedades termoluminescentes, mas para serem utilizados de forma prática, eles devem atender a algumas características essenciais, como [13]:

- Resposta linear a uma ampla faixa de doses;
- Baixa dependência energética, com resposta pouco influenciada pela energia dos fótons;
- Alta sensibilidade, permitindo a detecção de doses muito pequenas;
- Estabilidade, mantendo a resposta mesmo em diferentes condições climáticas;
- Reprodutibilidade, garantindo resultados consistentes, mesmo para doses pequenas;
- Curva de emissão simples, com um único pico bem definido.

2.3.1.2 Curva de Emissão Termoluminescente

A Curva de Emissão Termoluminescente é o parâmetro que descreve as diferentes etapas da emissão de luz de um material termoluminescente. Ela mostra a intensidade da luz emitida em função da temperatura de aquecimento [13].

Essa curva geralmente apresenta múltiplos picos de emissão, cuja quantidade depende do número de armadilhas de carga presentes no material. A área sob a curva, mostrada na Figura 3, entre as temperaturas de 180°C e 280°C, é comumente utilizada como a medida da resposta do dosímetro TL [13].

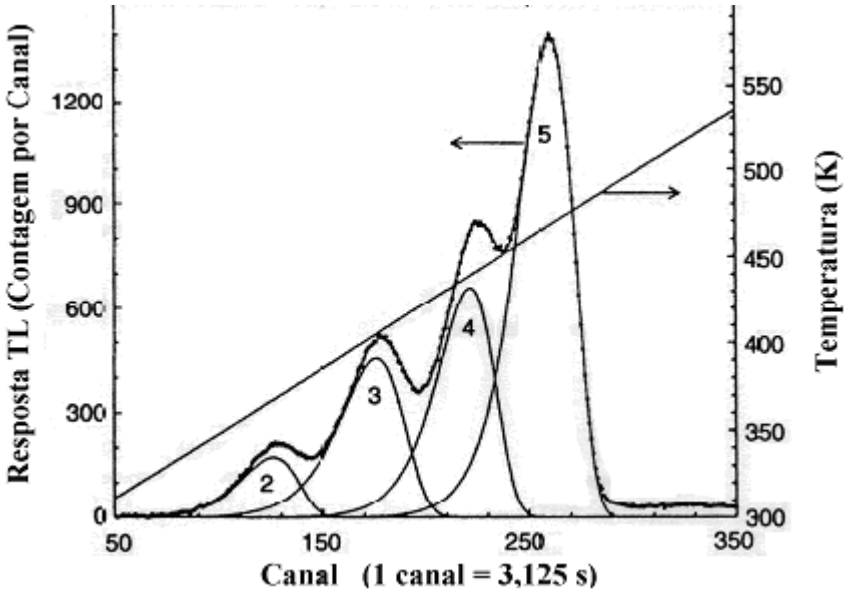


Figura 3: Curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado com 60Co à temperatura ambiente. Fonte: Marin, 2003 [13].

2.3.1.3 Fluoreto de lítio

Cristais inertes, insolúveis em água e não tóxicos de fluoreto de lítio (LiF) são relativamente livres de luminescência induzida mecanicamente. Apresentam uma resposta quase linear a quantidades de radiação e, devido ao baixo número atômico do lítio e do flúor, possuem uma dependência energética pequena em comparação à maioria dos outros dosímetros. Essas características, aliadas à sua eficiência termoluminescente intrínseca de cerca de 0,04%, tornam-no amplamente utilizado em aplicações médicas [13].

O LiF aditivado com magnésio (Mg) e titânio (Ti), forma o composto LiF: Mg,Ti, é comercialmente conhecido como TLD-100. Obtido pela fusão homogênea de fluoreto de lítio, fluoreto de magnésio, criolita de lítio e fluoreto de titânio, resultando em uma substância com no máximo 180 ppm de magnésio e 10 ppm de titânio como impurezas ativadoras [13].

A substituição de um íon de lítio por um de magnésio resulta em um excesso de carga positiva na rede cristalina do fluoreto de lítio. Isso implica na formação de armadilhas para os elétrons [13].

A principais vantagens do LiF-100 são [13]:

- Ampla faixa de dose útil e independência da taxa de dose;
- Tamanho pequeno: armazenamento passivo de energia;
- Reutilizável: ao empregar procedimentos de aquecimento apropriados para liberar toda a energia armazenada anteriormente e verificar possíveis alterações na sensibilidade à radiação, os fósforos TLD podem normalmente ser reutilizados muitas vezes até que finalmente sejam danificados permanentemente pela radiação, calor ou ambiente.
- Acurácia e precisão. A reprodutibilidade de leitura de 1 a 2% pode ser alcançada com cuidado. Precisão comparável pode ser obtida por meio de calibração individual e média de vários dosímetros em um cluster, uma vez que seu volume é pequeno.

Dentre as desvantagens pode-se citar [13]:

- Falta de uniformidade: necessidade de calibração;
- Instabilidade de armazenamento. A sensibilidade do TLD pode variar com o tempo antes da irradiação como resultado, por exemplo, da migração gradual à temperatura ambiente dos centros de aprisionamento nos cristais;
- Sensibilidade à luz: todos os TLDs mostram alguma sensibilidade à luz, especialmente UV, luz solar ou luz fluorescente;
- Desvanecimento: dosímetros irradiados não retêm permanentemente 100% de seus portadores de carga presos. Isso resulta em uma perda gradual do sinal TLD latente;
- Perda de leitura: a medição da luz de um TLD (ou seja, aquecendo-o) apaga as informações armazenadas.

2.3.1.4 Tratamentos térmicos

Para o TLD-100, o procedimento térmico consiste em quatro etapas fundamentais, descritas a seguir [13].

1- Tratamento térmico pré-irradiação a alta temperatura: com o objetivo de eliminar os sinais residuais de termoluminescência do pó e restaurar a sua sensibilidade, o LiF:Mg.Ti é aquecido por uma hora à temperatura de 400 ºC.

2- Tratamento térmico pré-irradiação a baixa temperatura: para minimizar a contribuição dos picos de baixa temperatura e reduzir o desvanecimento da resposta TL do material, o pó TL é submetido a uma temperatura de 80 ºC durante 24 horas.

3- Tratamento térmico durante o processo de leitura: realiza-se primeiro um aquecimento com uma temperatura abaixo da temperatura de avaliação, com a finalidade de eliminar os picos de baixa temperatura que podem interferir na interpretação da curva de brilho.

4- Temperatura durante o processo de irradiação: idealmente, o dosímetro não deve ser irradiado em condições térmicas extremas (50°C a 130°C) pois pode provocar mudança na sensibilidade dos picos de emissão.

2.3.1.5 Leitora de TLD

O equipamento utilizado para determinar a dose a partir da luz emitida pelos dosímetros termoluminescentes é chamado de leitora de TLD. Ele consiste em um sistema de aquecimento controlado, responsável por liberar a luminescência do material, uma válvula fotomultiplicadora, que converte a luz emitida em um sinal elétrico amplificado, e um sistema eletrônico que processa e exibe o sinal obtido em um display [13].

2.3.2 Câmara de Ionização

Muitos dos detectores de radiação mais antigos e amplamente utilizados funcionam com base nos efeitos gerados pela passagem de uma partícula carregada através de um gás. Esse processo converte moléculas neutras em íons positivos. Em certos gases, os elétrons podem permanecer livres por longos períodos, enquanto em outros, eles tendem a se associar mais rapidamente a

moléculas neutras, formando íons negativos de maior massa. Também é possível que um elétron ou um íon negativo se recombine diretamente com um íon positivo, resultando na formação de uma molécula neutra. Contudo, esse fenômeno só é relevante nas regiões do gás onde a densidade de ionização é muito alta [12].

Em um gás ionizado sem a presença de um campo elétrico, os elétrons e íons se deslocam de forma aleatória, com uma energia média de agitação que corresponde à energia térmica média de translação das moléculas do gás. Quando um campo elétrico está presente, os elétrons e íons, embora ainda se movam aleatoriamente através do gás, também sofrerão um desvio geral em uma direção paralela ao campo elétrico [12].

No mínimo, a partícula deve transferir uma quantidade de energia igual à energia de ionização da molécula de gás para permitir que o processo de ionização ocorra. Na maioria dos gases de interesse para detectores de radiação, a energia de ionização para as camadas de elétrons menos fortemente ligadas está entre 10 e 25 eV. No entanto, existem outros mecanismos pelos quais a partícula incidente pode perder energia dentro do gás que não criam íons. Exemplos são processos de excitação nos quais um elétron pode ser elevado a um estado de ligação mais alto na molécula sem ser completamente removido. Portanto, a energia média perdida pela partícula incidente por par de íons formado (definido como o valor W) é sempre substancialmente maior do que a energia de ionização. O valor W é, em princípio, uma função das espécies de gás envolvidas, do tipo de radiação e de sua energia. Observações empíricas, no entanto, mostram que não é uma função forte de nenhuma dessas variáveis e é um parâmetro notavelmente constante para muitos gases e diferentes tipos de radiação. Um valor típico é 25-35 eV/par de íons. Portanto, uma partícula incidente de 1 MeV, se for completamente parada dentro do gás, criará cerca de 30.000 pares de íons. Assumindo que W é constante para um dado tipo de radiação, a energia depositada será proporcional ao número de pares de íons formados e pode ser determinada se uma medição correspondente do número de pares de íons for realizada [12].

2.3.2.1 Equilíbrio Eletrônico

O equilíbrio eletrônico é um conceito fundamental na dosimetria de radiação e está diretamente relacionado à exposição. Para que a exposição seja corretamente definida, é necessário garantir que os elétrons secundários produzidos pela interação da radiação ionizante com a matéria depositem toda a sua energia em um volume específico de ar. Durante esse processo, as cargas elétricas de mesmo sinal geradas devem ser contabilizadas integralmente [14].

O equilíbrio eletrônico ocorre quando o número de cargas produzidas no interior de um volume específico é compensado por cargas de mesma magnitude provenientes de fora desse volume. Isso significa que uma fração dos elétrons gerados por interações no interior do volume pode escapar antes de perder toda sua energia, não contribuindo para a soma total das cargas. Entretanto, elétrons originados fora do volume específico podem entrar e depositar energia no interior, contribuindo para o total de cargas coletadas [14].

Se o saldo entre os elétrons que entram e saem for nulo, a condição de equilíbrio eletrônico estará estabelecida. Assim, o equilíbrio eletrônico é um dos pilares fundamentais para a definição de exposição e para a operação de câmaras de ionização em condições ideais. Ele garante que todas as cargas produzidas pela radiação ionizante sejam contabilizadas corretamente, independentemente da interação inicial dos fótons com o material [14].

As câmaras de ionização (CI) dependem do equilíbrio eletrônico para funcionar corretamente, principalmente no que diz respeito à medição de radiação em campos de alta energia. No caso das câmaras de ionização do tipo Farmer, por exemplo, o design do dispositivo inclui uma capa de equilíbrio eletrônico, um material de densidade e espessura projetadas para garantir que a energia dos elétrons secundários seja completamente depositada no volume sensível da câmara [14].

2.3.2.2 Câmaras de Ionização do Tipo Farmer

As CI do tipo Farmer são dispositivos amplamente utilizados na radioterapia. Essas câmaras possuem características que garantem alta precisão, estabilidade e repetibilidade nas medições, o que as torna uma ferramenta indispensável em ambientes onde é necessário monitorar doses de radiação com rigor técnico [15].

Uma CI tipo Farmer (Figura 4) é constituída por um cilindro hermético que contém um gás inerte ou uma mistura gasosa (geralmente ar seco ou nitrogênio) em seu interior. Este cilindro possui um eletrodo central (coletor) suspenso, isolado da parede externa condutora (eletrodo externo) por materiais dielétricos de alta resistência elétrica [15].

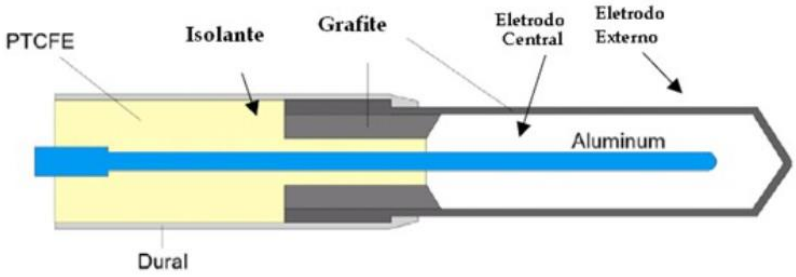


Figura 4: Desenho esquemático de uma câmara de ionização do tipo Farmer. Fonte: Perine

Quando partículas ionizantes atravessam o volume ativo da câmara, interagem com o gás, provocando a ionização de suas moléculas. Como resultado, pares íons-elétrons são formados [15].

Um potencial elétrico é aplicado entre o eletrodo central e a parede externa, criando um campo elétrico uniforme. Esse campo direciona os íons positivos para a parede externa e os elétrons livres para o eletrodo central. A corrente elétrica gerada pela movimentação dessas cargas é diretamente proporcional à quantidade de radiação que atravessou o volume ativo da câmara.

Essa corrente é medida por um eletrômetro de alta sensibilidade conectado à câmara [12,15].

As CI do tipo Farmer apresentam algumas características que as destacam:

- Volume ativo: O volume típico de uma câmara Farmer varia entre 0,5 cm^3 e 1,0 cm^3. Esse tamanho é ideal para medições precisas em feixes de radiação usados em radioterapia.
- Alta estabilidade: Os materiais utilizados na construção da câmara, como grafite para os eletrodos externos e materiais dielétricos de alta qualidade, minimizam a degradação ao longo do tempo, garantindo estabilidade a longo prazo.
- Correção de fatores ambientais: A pressão e a temperatura afetam diretamente a densidade do gás no interior da câmara. Por isso, fatores de correção são aplicados para garantir que as medições sejam precisas, independentemente das condições ambientais.

As CI do tipo Farmer são amplamente utilizadas na calibração de feixes de radiação em equipamentos de radioterapia, como aceleradores lineares e unidades de cobalto 60. Seu uso em protocolos de dosimetria, como os definidos pela IAEA (*International Atomic Energy Agency*) ou pela AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*), é essencial para garantir que as doses prescritas aos pacientes sejam administradas com precisão.

As principais vantagens e limitações da CI tipo Farmer são:

- Alta precisão e sensibilidade: Ideal para medições em campos de radiação de baixa e alta energia.
- Robustez e durabilidade: Projetadas para suportar condições adversas de uso diário em clínicas e laboratórios.
- Versatilidade: Compatíveis com uma ampla faixa de energias, desde raios X até feixes de elétrons e prótons.

No entanto, apresenta limitações:

- Dependência de condições ambientais: Apesar dos fatores de correção, flutuações extremas de temperatura e pressão podem afetar a precisão.

- Dimensão física: O volume da câmara pode limitar sua aplicação em campos de radiação muito pequenos, como aqueles usados em radioterapia estereotática.

Com a evolução das tecnologias de radioterapia, o uso dessas câmaras continua sendo fundamental para garantir a segurança e a eficácia no tratamento de pacientes, bem como para assegurar a conformidade com os rigorosos protocolos internacionais de qualidade.

2.3.2.3 Calibração do conjunto dosimétrico

A calibração do conjunto dosimétrico, composto pela CI e eletrômetro, é um processo essencial para garantir a precisão das medições de dose na radioterapia, sendo crucial para a segurança e eficácia do tratamento. O TRS 398 (Technical Report Series 398) [6], publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), fornece diretrizes detalhadas para a calibração de sistemas dosimétricos em radioterapia.

No TRS 398, a calibração é descrita como sendo feita com base em uma câmara de ionização e em um feixe de radiação primária. O processo envolve a escolha da CI adequada, calibrada em feixes de radiação de referência, como feixes de radiação de cobalto-60 (^{60}Co), ou feixes de radiação de aceleradores de partículas. A calibração desta câmara deve ser feita com base em padrões internacionais, como os estabelecidos pelo *National Metrology Institute* (NMI). Além disso, a câmara deve ser selecionada com base na energia do feixe utilizado, pois a resposta da câmara pode variar com diferentes energias de radiação [6].

No processo de calibração de um conjunto dosimétrico, conforme descrito no TRS 398, várias correções devem ser aplicadas para garantir que a dose medida corresponda com precisão à dose real entregue ao paciente. Essas

correções são fundamentais para compensar as variações que podem ocorrer durante a medição, como mudanças nas condições ambientais (temperatura e pressão), efeitos de recombinação de elétrons, entre outros [6].

Quando o conjunto dosimétrico é calibrado em um laboratório de referência, este retorna o fator de calibração, N_{d,wQ_0} da câmara de ionização, em termos de dose absorvida na água do dosímetro, numa referência de qualidade Q_0, na qual a unidade é kerma-ar [6].

Na maioria dos laboratórios de referência a dose absorvida na água é medida em feixes de raios gama originários do ^{60}Co, por serem mais estáveis. Dessa forma, quando um dosímetro é utilizado em um feixe de qualidade Q, diferente daquele utilizado na calibração Q_0, é necessário adicionar um fator de correção k_{Q,Q_0} na medida da dose absorvida em água, que fica de acordo com a equação 2.11 [6]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}. \qquad (2.11)$$

Onde, $D_{w,Q}$ é a dose absorvida em água no feixe de qualidade Q; M_Q é a leitura no dosímetro na energia Q com correções; N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração do dosímetro em termos de dose absorvida na água numa referência de qualidade Q_0, fornecido pelo certificado de calibração do equipamento; k_{Q,Q_0}é o fator, fornecido pelo protocolo 398, que corrige a diferença entre a resposta da câmara de ionização no feixe de referência de qualidade Q_0 usado para a calibração da câmara e o feixe utilizado na dosimetria, de qualidade Q [6].

O termo M_Q da equação 2.11 é a média aritmética simples das medidas realizadas no dosímetro - M_m - multiplicada por quatro fatores de correção: k_{pol}, k_s, k_h e k_{TP} [6].

$$M_Q = M_m \times k_{pol} \times k_s \times k_h \times k_{TP}. \qquad (2.12)$$

O k_{pol} é referente à correção de polarização do dosímetro, no qual devem ser realizadas medidas com potenciais de polaridades invertidas para verificar se há alguma variação na leitura da câmara, este fator é dado por [6]:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}. \qquad (2.13)$$

Onde M_+ e M_- são as leituras do eletrômetro obtidas com polaridade positiva e negativa, respectivamente, e M é a leitura obtida na polaridade usada rotineiramente (positiva ou negativa) [6].

k_s, advém da incompleta coleta de cargas na cavidade da câmara de ionização devido à recombinação de íons. O código de prática do TRS 398 recomenda que, para feixes pulsados, o fator de correção k_s seja medido utilizando o método de duas voltagens: V_1 seria a voltagem de operação utilizada corriqueiramente e V_2 seria uma voltagem menor, de modo que a razão V_1 / V_2 seja pelo menos 2. A equação para determinar ks é dada por [6]:

$$k_s = a_0 + a_1 \frac{M_1}{M_2} + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2. \qquad (2.14)$$

Onde M_1 e M_2 são leituras do eletrômetro obtidas nas voltagens V_1 e V_2, respectivamente. Os índices a_0, a_1 e a_2 são obtidos a partir de uma tabela fornecida no protocolo TRS 398, apresentada na Tabela 1 [6].

Tabela 1 – Coeficientes de ajuste para o cálculo k_s de pela técnica de duas tensões, em função da relação de tensão V_1 / V_2.

V_1/V_2	Pulsed			Pulsed–scanned		
	a_o	a_1	a_2	a_o	a_1	a_2
2.0	2.337	–3.636	2.299	4.711	–8.242	4.533
2.5	1.474	–1.587	1.114	2.719	–3.977	2.261
3.0	1.198	–0.875	0.677	2.001	–2.402	1.404
3.5	1.080	–0.542	0.463	1.665	–1.647	0.984
4.0	1.022	–0.363	0.341	1.468	–1.200	0.734
5.0	0.975	–0.188	0.214	1.279	–0.750	0.474

O fator de correção k_h que refere à umidade do local no momento da dosimetria, comparado à umidade registrada no comissionamento. O comissionamento é a fase inicial onde é feita a aquisição de todos os parâmetros dosimétricos do feixe de radiação necessários para a prática clínica [6].

Por fim, o fator k_{TP} corrige a temperatura e pressão, no momento da dosimetria comparado aos dados obtidos no comissionamento. A equação de k_{TP} é dada por [6]:

$$k_{TP} = \frac{(273{,}2 + T)}{273{,}2 + T_0} \times \frac{P_0}{P}. \qquad (2.15)$$

Onde T e P são temperatura e pressão da cavidade de ar no momento das medidas e T_0 e P_0 os valores de referência.

2.4 SIMULAÇÃO USANDO MÉTODO MONTE CARLO

O método de Monte Carlo (MC) é uma poderosa técnica estatística amplamente utilizada na física das radiações para simular interações de partículas com a matéria. Essa metodologia baseia-se na realização de amostragens aleatórias para resolver problemas matemáticos e físicos de alta complexidade, especialmente aqueles que envolvem processos estocásticos, como o transporte de radiação.

As principais vantagens são:

- Flexibilidade: pode ser aplicado a geometrias complexas e a diferentes materiais;
- Precisão: é considerado o padrão ouro para modelagem de transporte de radiação, desde que se disponha de um número suficiente de amostras;
- Adaptação Multidisciplinar: pode ser utilizado em radioterapia, dosimetria, proteção radiológica, dentre outros.

Dentre os desafios, pode-se apontar:

- Alta demanda computacional: para garantir resultados precisos, são necessários grandes volumes de simulações, o que exige alto poder de processamento.
- Geração de números pseudoaleatórios: a qualidade do algoritmo de geração de números é fundamental para evitar vieses nos resultados.

- Complexidade de modelagem: requer conhecimento detalhado das propriedades físicas e das interações das partículas.

2.4.1 TOPAS MC

Diversos softwares com diferentes características surgem como alternativas para viabilizar o uso do Método de Monte Carlo. Entre esses, o *TOol for PArticle Simulation* (TOPAS MC) é um software baseado no Geant4 com potencial de ser amplamente utilizado na Física Médica para simulações precisas de dosimetria [10].

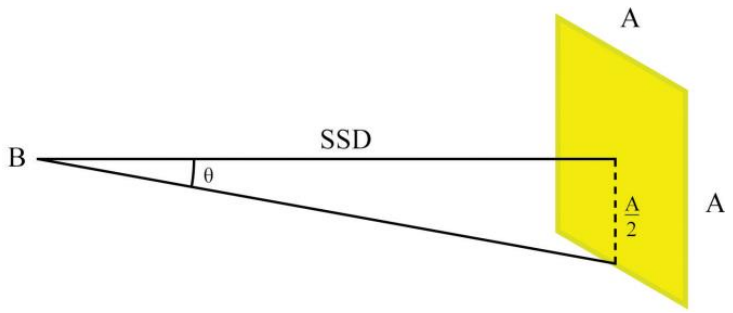
A ferramenta para simulação de partículas, lançada em 2009, representa um projeto de software inovador que revolucionou a utilização das simulações de Monte Carlo (MC) no contexto da pesquisa em radioterapia. Disponível gratuitamente para uso acadêmico, ela eliminou barreiras significativas que anteriormente restringiam o avanço na área [10].

No TOPAS, é necessário especificar o tipo de variável ou parâmetro que será analisado, como um valor numérico, um vetor ou uma *string*. Essa escolha define se o usuário deve fornecer valores adimensionais, como frações, ou valores com unidades de medida. Além disso, é possível indicar nomes de compostos ou bibliotecas de materiais [10].

Para configurar o sistema, o material deve ser especificado, podendo ser selecionado entre os disponíveis na biblioteca Geant4 (já integrada ao código) ou definidos manualmente, incluindo elementos como hidrogênio, oxigênio e carbono, com suas respectivas frações e densidades. Cada geometria criada exige a definição de sua posição em relação ao centro, bem como dimensões como altura, largura, profundidade e raio. Adicionalmente, o usuário pode rotacionar o objeto, informando os ângulos de rotação nas direções X, Y e Z [10].

Para configurar a fonte de radiação, é necessário determinar sua posição para que o feixe incida no alvo com a direção e a distância corretas. A fonte pode emitir feixes paralelos ou cônicos. No caso dos feixes cônicos, o ângulo de abertura deve ser informado, sendo calculado em radianos com base na

distância da fonte até a superfície irradiada (SSD *Source-Skin Distance*) e no tamanho do campo desejado, conforme mostrado na Figura 5 e descrito na equação 2.16. [10].



$$BeamAngularCutoffX = BeamAngularCutOffY = \theta = arctan\left(\frac{\frac{A}{2}}{SSD}\right). \quad (2.16)$$

Figura 5: Desenho esquemático para a definição do tamanho de campo. Fonte: Neto, 2022 [10].

Onde *A* é o tamanho lateral do campo e *B* é a posição da fonte.

Além disso, é essencial que o usuário indique a propriedade da simulação em foco, como materiais, geometrias, interações físicas ou parâmetros de saída. Também é preciso nomear o objeto ou componente ao qual serão aplicadas essas configurações, como a fonte de radiação ou uma geometria específica [10].

O número de histórias na simulação, que corresponde à quantidade de partículas simuladas, influencia diretamente tanto o tempo de execução quanto a precisão estatística dos dados de saída. Um aumento no número de histórias melhora a qualidade dos resultados, mas exige maior tempo de processamento [10].

No arquivo de entrada, o usuário deve planejar a geometria, especificando dimensões e coordenadas do alvo. As dimensões devem ser inseridas como metades de seus valores totais (*Half Length*) para cada direção (HLX, HLY e HLZ) [10].

O registro das grandezas de saída pode também ser realizado em um ou mais componentes geométricos da simulação, de forma volumétrica ou superficial. As grandezas registráveis em volume são: dose no meio, dose na água, dose no material, estimativa de caminho percorrido, equivalente de dose ambiente, energia depositada, fluência, fluência de energia, passos de simulação, contagem de fótons ópticos, contador de partículas, carga, carga efetiva e transferência linear de energia [10].

3 METODOLOGIA E RESULTADOS

As metodologias utilizadas neste trabalho foram apresentadas juntamente com os resultados, com o objetivo de facilitar a compreensão.

As medidas experimentais foram realizadas no Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (PQRT/INCA). As simulações, por sua vez, foram conduzidas utilizando o método de Monte Carlo, por meio do software TOPAS MC.

3.1 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.1.1 Fantoma de heterogeneidade

Foi utilizado um fantoma com dimensões 15 cm x 15 cm x 15 cm, composto por placas de diferentes materiais, permitindo sua organização em quatro configurações distintas como mostra a Figura 6:

- Homogênea: simula água, utilizando apenas placas de poliestireno;
- Pulmão: inclui uma placa de 5 cm de altura de cortiça prensada;
- Ar: utiliza quatro suportes para sustentar a ausência de uma placa de 2 cm de altura.
- Osso: contém uma placa de 2 cm de altura de policloreto de vinila (PVC);

Todas as placas antes e após as heterogeneidades, incluindo a placa em que o dosímetro é inserido, são feitas de poliestireno.

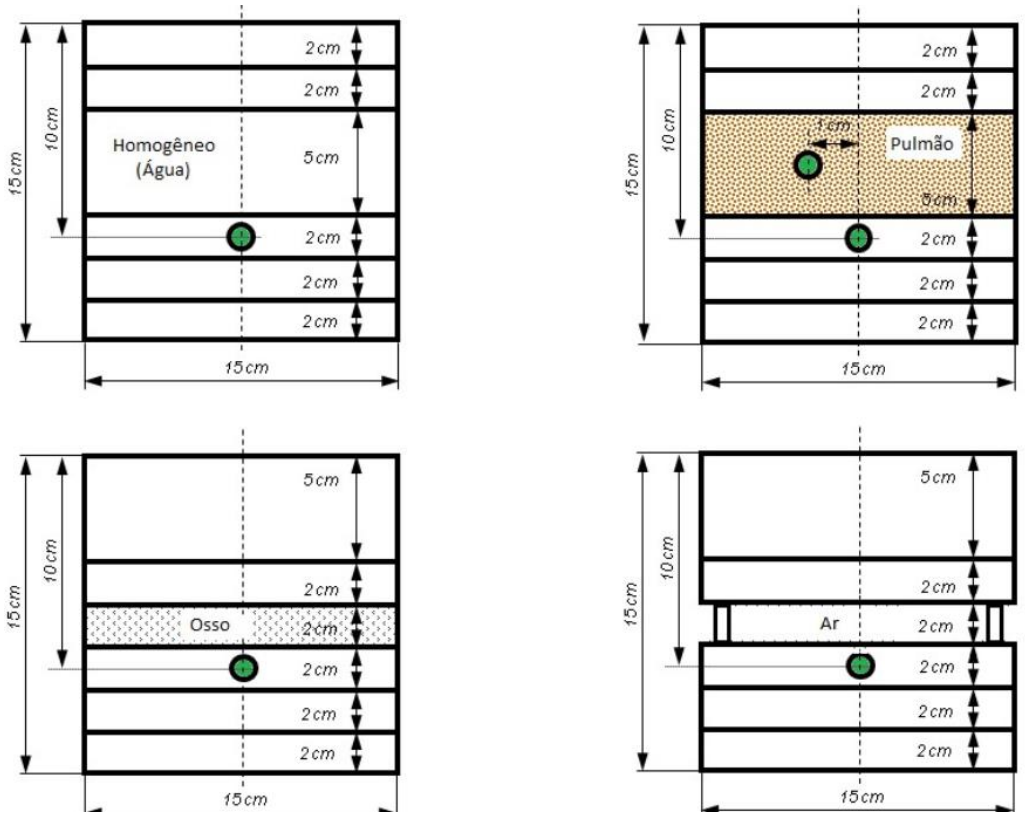


Figura 6: As quatro configurações do fantoma de heterogeneidades, em sentido horário: homogêneo ou água; pulmão; ar e osso. Fonte PQRT/INCA

3.1.2 Fantoma de água

A Figura 7 apresenta o fantoma de água utilizado nas irradiações. O dispositivo consiste em um cubo de acrílico com dimensões de 40 cm x 40 cm x 40 cm, preenchido com água. Ele inclui um suporte para o encaixe dos dosímetros, além de um mecanismo eletromecânico que permite o movimento dos dosímetros em três dimensões.

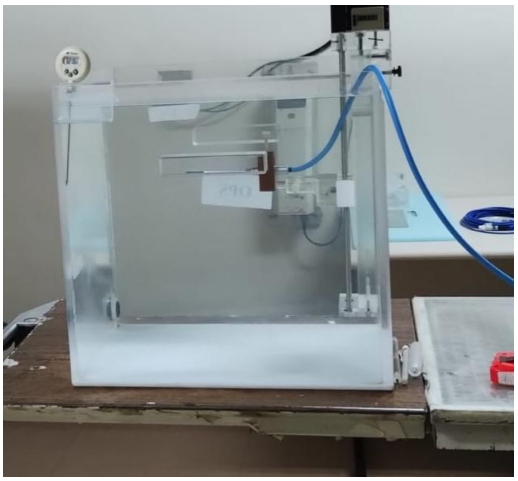


Figura 7: Fantoma de água. Fonte: O autor.

3.1.3 Dosímetros

3.1.3.1 Dosímetro TLD

Utilizou-se fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) em forma de pó que, após tratamento térmico, preenche cápsulas de poliestireno com aproximadamente 3 mm de diâmetro e 18 mm de comprimento (Figura 8).

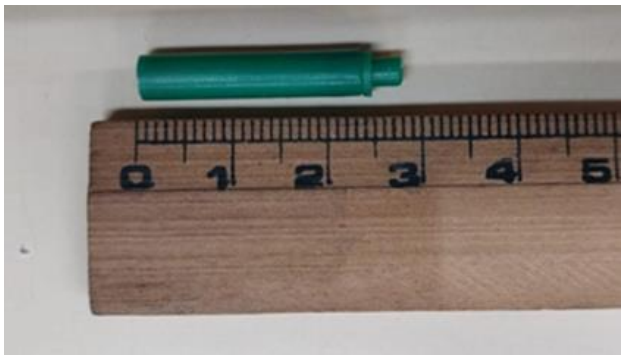


Figura 8: Cápsula de poliestireno contendo o pó de LiF:Mg,Ti. Fonte: O autor.

No fantoma de água, o TLD foi inserido no suporte próprio para esse propósito.

Para cada uma das quatro configurações do fantoma de heterogeneidade, um dosímetro TLD foi colocado dentro de uma gaveta localizada em uma placa de poliestireno com 2 cm de espessura (Figura 9). Esse TLD foi posicionado a uma profundidade de 10 cm e a 1 cm após a heterogeneidade, exatamente no centro da placa.

No caso específico do fantoma representando o pulmão, um TLD adicional foi inserido na gaveta da placa de cortiça, ilustrado na Figura 9, permitindo medir a dose absorvida dentro do pulmão simulado. Esse TLD adicional foi colocado 1 cm fora do eixo central (*off-axis*), sendo chamado de TLD *off-axis*.

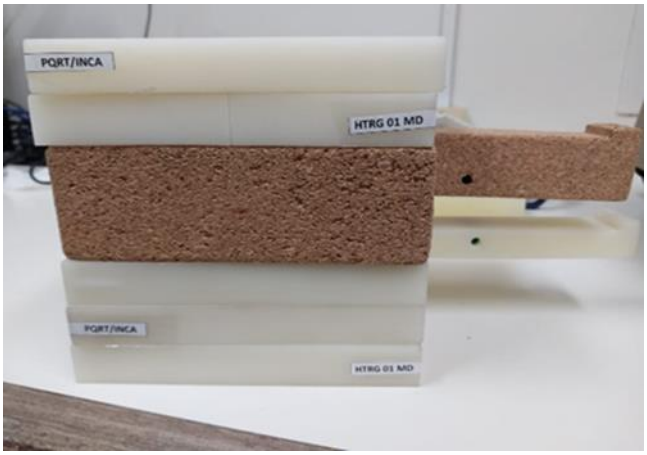


Figura 9: Gaveta para inserir o TLD off-axis e o TLD após a heterogeneidade. Fonte: O autor.

3.1.3.2 Câmara de Ionização

Foi utilizada uma câmara de ionização (CI) do tipo Farmer PTW 30013, com um volume sensível de 3,05 mm de raio e 23 mm de comprimento (Figura 10). O *design* à prova d'água da câmara permite o uso tanto em água quanto em fantomas sólidos. A CI foi posicionada a 10 cm de profundidade e 1 cm além da região de heterogeneidade, em uma placa de 2 cm de poliestireno. Essa placa possui uma abertura projetada especificamente para acomodar a CI, conforme mostra a Figura 11.

Devido a geometria da placa de cortiça, não é possível inserir a CI dentro da placa como ilustra a Figura 9. Por esse motivo, não foi realizada a dosimetria fora do eixo central com a CI.

Figura 10: Câmara de Ionização Farmer. Fonte: Site oficial

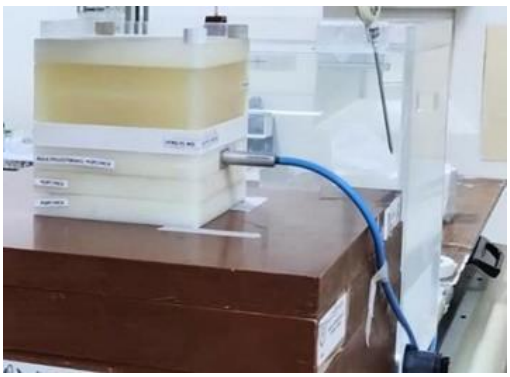


Figura 11: CI inserida na placa de poliestireno. Fonte: O autor.

A CI foi acoplada a um eletrômetro PTW Unidos E que fornece a medida de carga coletada.

3.1.4 Fonte de Radiação Utilizada

Utilizou-se um feixe de ^{60}Co, produzido por um aparelho Theratron-780C instalado no INCA, mostrado na Figura 12.

Figura 12: Aparelho de ^{60}Co. Fonte: O autor

3.1.5 Irradiação

Primeiro, foi determinado o tempo necessário para que a fonte de ^{60}Co, a uma distância de 60 cm da superfície do fantoma e com abertura de campo de 10 cm x 10 cm entregasse uma dose de 2 Gy. Para isso, foi realizada uma dosimetria no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm. Utilizou-se uma CI para medir a carga depositada pela fonte durante 1 minuto de exposição, considerando também o tempo de deslocamento da fonte. Com base na carga medida e no coeficiente de calibração do sistema dosimétrico, calculou-se a dose absorvida na água. Por fim, foi determinado o tempo necessário para alcançar a dose desejada. O tempo calculado foi de 4:05 minutos.

O TRS 398 recomenda uma SSD de 80 cm para a determinação da dose na água em feixes de ^{60}Co. Contudo, devido à baixa atividade da fonte utilizada neste estudo, foi adotada uma SSD de 60 cm. Para manter a consistência, essa mesma SSD foi aplicada nas simulações computacionais.

Após determinado o tempo de irradiação, o fantoma de heterogeneidade foi irradiado na presença de TLD e CI nas 4 configurações de heterogeneidade (homogêneo, osso, pulmão e ar). Para cada heterogeneidade e cada dosímetro

foram realizadas 3 irradiações, com o tamanho de campo 10 cm x 10 cm e a distância fonte-superfície (SSD) de 60 cm.

Posteriormente a irradiação com TLD, o pó de cada cápsula foi transferido para cinco copelas com o auxílio de um dispensador manual (Figura 13).

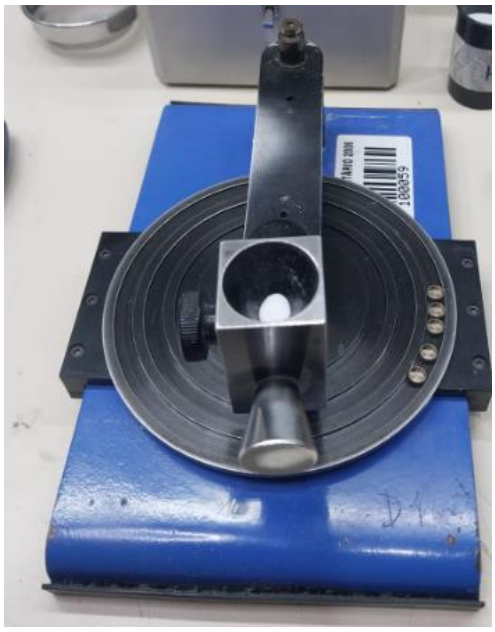


Figura 13: Dispensador manual contendo pó de LiF e copelas. Fonte: O autor

As copelas foram empilhadas num carregador e instaladas na leitora automática de dosímetros termoluminescentes FIMEL PCL3 (Figura 14) que controla o ciclo de leitura, fornecendo os resultados na forma de contagens, incluindo o desvio padrão relativo ao valor médio para cada série de contagens.

Figura 14: Leitora automática de dosímetros termoluminescentes FIMEL PCL3. Fonte: O autor

O fantoma de água foi irradiado nas mesmas configurações do fantoma de heterogeneidade. Ademais, um termômetro foi inserido no fantoma, e um barômetro foi colocado na sala onde estava localizado o aparelho Theratron-780C. Esses dispositivos permitiram medir a temperatura e a pressão, possibilitando as correções necessárias na leitura do eletrômetro.

As leituras de carga foram registradas na tabela Excel utilizada pelo PQRT onde foram feitos os cálculos para se obter as doses absorvidas com o fator de calibração do conjunto dosimétrico e com os fatores de correção para temperatura e pressão, efeito de polaridade e recombinação de íons.

3.2 RESULTADOS MEDIDAS EXPERIMENTAIS

A Tabela 1 apresenta a densidade de cada material usado nas medidas experimentais, que foi calculada de acordo com a fórmula:

$$\rho = \frac{m}{v}. \qquad (3.1)$$

Onde ρ é a densidade do material em g/cm^3; m é a massa em g e v o volume em cm^3. Cada material foi pesado 3 vezes, sendo o valor apresentado a

média dessas medidas. Ademais, foi subtraído do volume dos materiais o espaço destinado para a cápsula de TLD assim como os furos de fixação do conjunto.

Tabela 1 – Densidade dos materiais usados nas medidas experimentais

	Poliestireno (5 cm de largura)	**Poliestireno (2cm de largura)**	**PVC**	**Cortiça**
massa (g)	1011,3	404,7	644,7	366
volume (cm^3)	1114,7	445,9	445,9	1130,1
densidade (g/cm^3)	0,907	0,908	1,45	0,324

Os resultados das medições experimentais são apresentados nas Tabelas 2 e 3. Para facilitar a visualização, foram incluídos apenas a média e o desvio padrão das medidas. As tabelas contendo todos os dados coletados encontram-se no Apêndice A.

A Tabela 2 mostra a carga coletada pela câmara de ionização, enquanto a Tabela 3 apresenta as contagens registradas pela leitora de TLD, organizadas da seguinte forma:

- Água: fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm;
- Poliestireno: fantoma homogêneo 15 cm x 15 cm x 15 cm composto apenas por placas de poliestireno;
- PVC: fantoma 15 cm x 15 cm x 15 cm com uma placa de 2 cm de altura de PVC representando osso;
- Cortiça: fantoma 15 cm x 15 cm x 15 cm com uma placa de 5 cm de altura de cortiça representando pulmão;
- *Off Axis*: TLD inserido dentro da cortiça fora do eixo central;
- Ar: suportes para sustentar a ausência de uma placa de 2 cm.

Os dosímetros foram colocados a 10 cm de profundidade em todas as medidas.

Para comprovar a importância das heterogeneidades na medida da dose, foi realizado o cálculo da discrepância relativa tanto para as medidas

realizadas com a CI quanto para as medidas do TLD. Para isso, foi usada a equação:

$$D\ (\%) = \left(\frac{|valor\ referência\ - valor\ experimental|}{valor\ referência}\right) * 100. \qquad (3.2)$$

Sendo: $valor\ de\ referência$ o valor da média das 3 medidas realizadas no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm, carga (nC) ou contagens; $valor\ experimental$ o valor da média das 3 medidas (carga ou contagens), de cada uma das configurações do fantoma de heterogeneidades (poliestireno, PVC, cortiça e ar).

Tabela 2 – Carga coletada com câmara de ionização após irradiação de 2 Gy de ^{60}Co

	Água	**Poliestireno**	**PVC**	**Cortiça**	**Ar**
Média (cGy)	200,67	202,77	197,13	224,33	213,47
Desvio Padrão (cGy)	0,06	0,15	0,06	0,06	0,06
Discrepância (%) (água)	0	1,05	1,76	11,79	6,38

A Figura 15 mostra a razão entre a carga coletada no fantoma de água e as cargas coletadas nos fantomas de heterogeneidade.

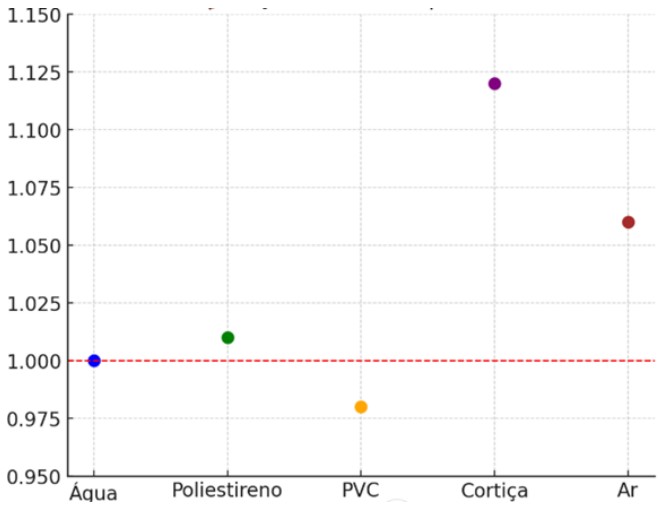


Figura 15: Razão entre a carga coletada na água e a carga coletada em cada heterogeneidade. Fonte: O Autor.

Tabela 3 – Contagens coletada pela leitora de TLD após irradiação de 2Gy de 60Co

	‘	Poliestireno	PVC	Cortiça	Off Axis	Ar
Média (contagens)	216651,87	220279,7	217026,93	245197,93	291790,2	229547,73
Desvio Padrão (contagens)	3318,81	4180,03	4550,72	6387,36	8502,28	22340,39
Discrepância % (água)	0	1,67	0,17	13,18	34,68	5,95

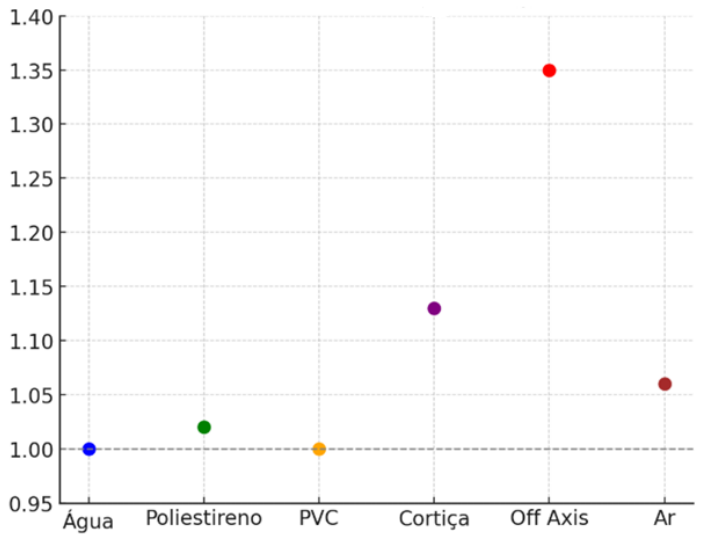


Figura 16: Razão entre a contagem na água e a contagem de cada heterogeneidade. Fonte: O Autor.

3.3 METODOLOGIA E RESULTADOS COMPUTACIONAIS

Como mencionado anteriormente, as simulações foram realizadas pelo método de Monte Carlo, por meio do software TOPAS MC. Em todas as simulações foi utilizado o espectro de energia do ^{60}Co, o tamanho de campo foi de 10 cm x 10 cm e a SSD 60 cm.

Para a análise dos resultados e a criação dos gráficos, foi utilizado o QtiPlot, um programa de edição matemática para gráficos disponível na internet, Planilhas do Google e o Excel da Microsoft.

3.3.1 Validação do espectro de energia do ^{60}Co

A fonte de radiação utilizada na simulação foi o espectro de energia de decaimento do ^{60}Co, disponibilizado pelo *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM) (Figura 17) [17]. Para validar esse espectro, foi gerado um gráfico de porcentagem de dose em profundidade (PDP) e os resultados foram comparados com os valores de referência fornecidos *pelo British Journal of Radiology Supplement, 25* (Anexo A) [18].

Energy keV	$P_{\gamma+ce} \times 100$
347,14 (7)	0,0075 (4)
826,10 (3)	0,0076 (8)
1173,240 (3)	99,85 (3)
1332,508 (4)	99,9988 (2)
2158,61 (3)	0,0012 (2)
2505,748 (5)	0,0000020 (4)

Figura 17: Espectro de energia de decaimento ^{60}Co. Fonte BIPM [17]

Nessa simulação, utilizou-se um simulador cúbico de água com dimensões de 40 cm x 40 cm x 40 cm. Um detector foi posicionado ao longo da profundidade do simulador de água. Os eixos x e y foram subdivididos em 15 bins, enquanto no eixo z, a dose foi avaliada a cada 0,4 cm, resultando em um total de 100 bins de avaliação ao longo da profundidade. Assim, o gráfico de PDP é gerado representando os valores de dose registrados nos bins centrais em função da profundidade no eixo Z, como mostra a Figura 18.

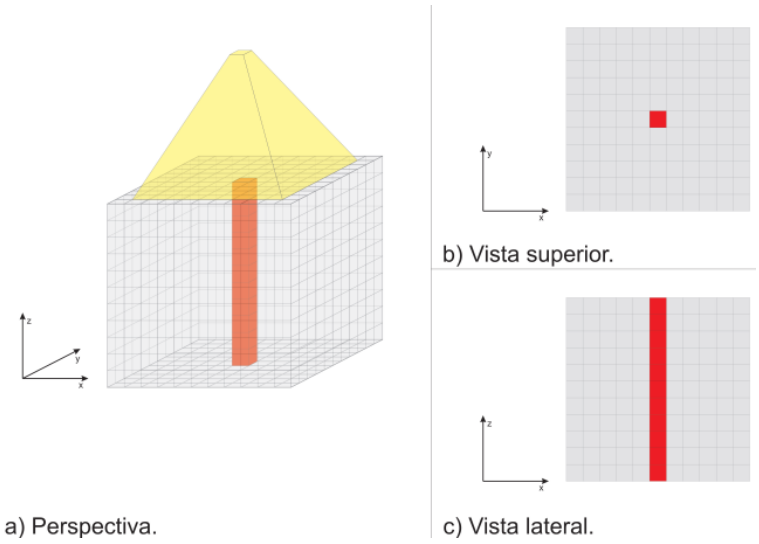


Figura 18: Ilustração esquemática da binagem do simulador. Fonte: Neto 2023 [10]

A Figura 19 ilustra o comportamento da curva em função da profundidade para o espectro de energia utilizado nas simulações (em vermelho), comparando-o com os dados de referência da literatura (em preto). A concordância entre os dois conjuntos de dados valida com sucesso o uso do TOPAS para o espectro de energia adotado neste estudo.

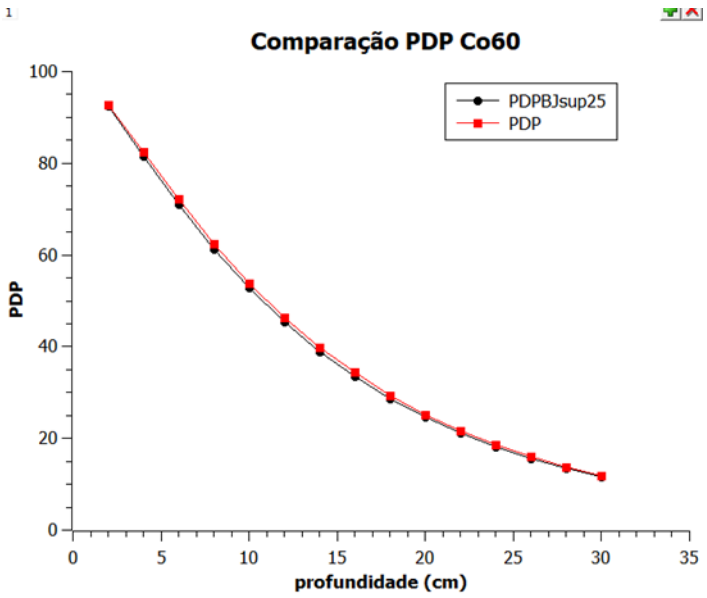


Figura 19: Validação do código para o espectro de energia do ^{60}Co. Fonte: O autor

3.3.2 Dose depositada nos dosímetros CI e TLD obtida por simulação computacional

Para avaliar, computacionalmente, a dose depositada nos dosímetros TLD e CI, foram replicados os fantomas heterogêneos de 15 cm x 15 cm x 15 cm ilustrados na Figura 6. Os dosímetros foram posicionados a 1 cm após cada heterogeneidade (poliestireno, pulmão, ar e PVC) e a 10 cm de profundidade.

Para reproduzir as medidas realizadas experimentalmente, os materiais utilizados nas simulações, incluindo os fantomas, as heterogeneidades e os dosímetros, foram selecionados a partir da biblioteca Geant4. No entanto, como essa biblioteca não dispõe do material cortiça, e devido à sua formulação química complexa, optou-se por utilizar o material "G4_LUNG_ICRP". Esse material simula as propriedades do pulmão humano, sem ar, incluindo seus componentes e densidades, conforme estabelecido pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). As densidades dos materiais utilizados nas simulações estão listadas na Tabela 4.

Devido à complexidade de se reconstruir computacionalmente uma CI com todos os seus componentes, conforme ilustrado na Figura 4, a geometria adotada para a CI foi simplificada para um cilindro preenchido com ar, apresentando as mesmas dimensões do volume sensível de uma CI do tipo Farmer.

Foi simulado, também, o fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm. Ademais, foi simulado um fantoma de água com as dimensões 15 cm x 15 cm x 15 cm para avaliar se este atende ao critério de condições de espalhamento na realização de dosimetria, segundo o ICRU 23 e TRS 398.

Tabela 4 – Densidade dos materiais usados nas simulações

Material	Densidade (g/cm^3)
Água	1
Poliestireno	1,06
Pulmão	1,05
PVC	1,3

Ar	0,001205

A tabela 5 apresenta a dose depositada na câmara de ionização preenchida com ar e no dosímetro de termoluminescência contendo fluoreto de lítio, além do desvio padrão associado a cada dose.

Tabela 5 – Doses depositadas nos dosímetros por simulação computacional

		Dose (Gy)	**Desvio padrão (Gy)**
Fantoma de água 40 x 40 x 40 cm	CI	3,37E-07	5,96E-12
	TLD	3,37E-07	1,60E-12
Fantoma de água 15 x 15 x 15 cm	CI	3,35E-07	5,91E-12
	TLD	3,34E-07	1,60E-12
Homogêneo (Poliestireno)	CI	3,28E-07	5,68E-12
	TLD	3,31E-07	1,59E-12
PVC	CI	3,25E-07	5,76E-12
	TLD	3,28E-07	1,58E-12
Pulmão	CI	3,26E-07	5,75E-12
	TLD	3,31E-07	1,59E-12
Ar	CI	3,47E-07	5,88E-12
	TLD	3,49E-07	1,65E-12

3.3.3 Diferença entre a dose depositada na CI e TLD

A fim de verificar a diferença entre os dosímetros, foi calculada a discrepância relativa entre as doses depositadas na CI e TLD para um mesmo material. Para isso foi usado a fórmula 3.2. O valor referência foi a dose obtida com a CI e o valor experimental, a dose obtida no TLD. A Tabela 6 exibe os valores obtidos.

Tabela 6 – Discrepância relativa entre as doses depositadas nos dosímetros CI e TLD

	Discrepância Relativa
Fantoma de água 40 x 40 x 40 cm	0,00
Fantoma de água 15 x 15 x 15 cm	0,30
Homogêneo (Poliestireno)	0,91
PVC	0,92
Pulmão	1,53
Ar	0,58

3.3.4 Análise da influência da heterogeneidade na dose depositada no TLD e na CI

Para avaliar a influência da heterogeneidade na dose, foi calculada a discrepância relativa D, de acordo com a fórmula 3.2, entre a dose depositada no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm, valor de referência, e a dose depositada nos dosímetros para cada heterogeneidade. Os resultados são mostrados nas Tabelas 7 e 8.

Tabela 7 – Discrepância relativa entre a dose depositada na CI inserida no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm e a dose depositada na CI inserida logo após às heterogeneidades

	Discrepância Relativa (CI)
Fantoma de água 40 x 40 x 40 cm	0,00
Fantoma de água 15 x 15 x 15 cm	0,59
Homogêneo (Poliestireno)	2,67

PVC	3,56
Pulmão	3,26
Ar	2,97

Tabela 8 – Discrepância relativa entre a dose depositada no TLD inserido no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm e a dose depositada no TLD inserido nas heterogeneidades

	Discrepância Relativa (TLD)
Fantoma de água 40 x 40 x 40 cm	0,00
Fantoma de água 15 x 15 x 15 cm	0,89
Homogêneo (Poliestireno)	1,78
PVC	2,67
Pulmão	3,26
Ar	2,08

A Figura 20 apresenta a razão entre a carga coletada pela CI no fantoma de água 40 cm x 40 cm x 40 cm e a carga coletada pela CI em cada heterogeneidade

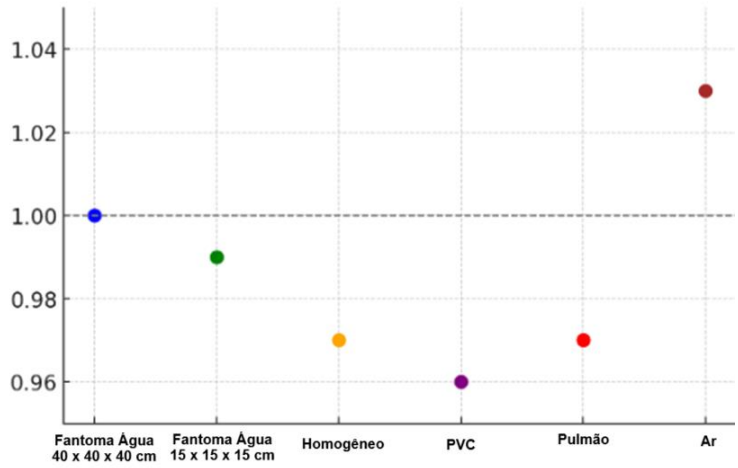


Figura 20: Razão entre a carga coletada pela CI no Fantoma Água 40 X 40X 40 cm e a carga coletada pela CI em cada heterogeneidade. Fonte: O Autor.

3.3.3 Efeito da presença de um dosímetro como fator de heterogeneidade no meio de inserção

O objetivo desta simulação foi verificar se a presença dos dosímetros no meio atua como um fator de heterogeneidade, alterando a dose depositada. Para isso, foi calculada a dose no meio sem a presença do material dosimétrico. Foi utilizado o mesmo espectro de energia e a dose foi determinada, no poliestireno, na posição onde os dosímetros estariam inseridos. O material escolhido para obter a dose foi o poliestireno pois é o material da placa onde os dosímetros foram fixados.

A discrepância relativa foi calculada conforme a fórmula 3.2 valor experimental corresponde à dose medida nos dosímetros, CI e TLD, para cada configuração de heterogeneidade. Os resultados obtidos estão apresentados nas Tabelas 9 e 10.

Tabela 9 – Discrepância relativa entre a dose depositada no poliestireno e a dose depositada na CI, para cada heterogeneidade.

	Dose obtida no Poliestireno (Gy)		Dose obtida na CI (Gy)		Discrepância Relativa
	Dose	**DesvPad**	**Dose**	**DesvPad**	
Fantoma de água 40 x 40 x 40 cm	3,93E-07	2,24E-12	3,37E-07	5,96E-12	14,25
Fantoma de água 15 x 15 x 15 cm	3,91E-07	2,24E-12	3,35E-07	3,35E-07	14,32
Homogêneo (Poliestireno)	3,87E-07	2,55E-12	3,28E-07	5,68E-12	15,46
PVC	3,85E-07	2,21E-12	3,25E-07	5,76E-12	15,58
Pulmão	3,87E-07	2,23E-12	3,26E-07	5,75E-12	15,76
Ar	4,09E-07	2,32E-12	3,47E-07	5,88E-12	15,16

Tabela 10 – Discrepância relativa entre a dose depositada no poliestireno e a dose depositada no TLD, para cada heterogeneidade.

	Dose obtida no Poliestireno (Gy)		Dose obtida no TLD (Gy)		Discrepância Relativa
	Dose	**DesvPad**	**Dose**	**DesvPad**	
Fantoma de água 40 x 40 x 40 cm	3,93E-07	2,57E-12	3,37E-07	1,60E-12	14,25
Fantoma de água 15 x 15 x 15 cm	3,91E-07	2,57E-12	3,34E-07	1,60E-12	14,58
Homogêneo (Poliestireno)	3,87E-07	2,55E-12	3,31E-07	1,59E-12	14,47
PVC	3,85E-07	2,54E-12	3,28E-07	1,58E-12	14,81
Pulmão	3,87E-07	2,55E-12	3,31E-07	1,59E-12	14,47
Ar	4,09E-07	2,65E-12	3,17E-07	1,54E-12	14,67

A Figura 21 a razão entre a medida com placa de heterogeneidade e a medida da dose na água.

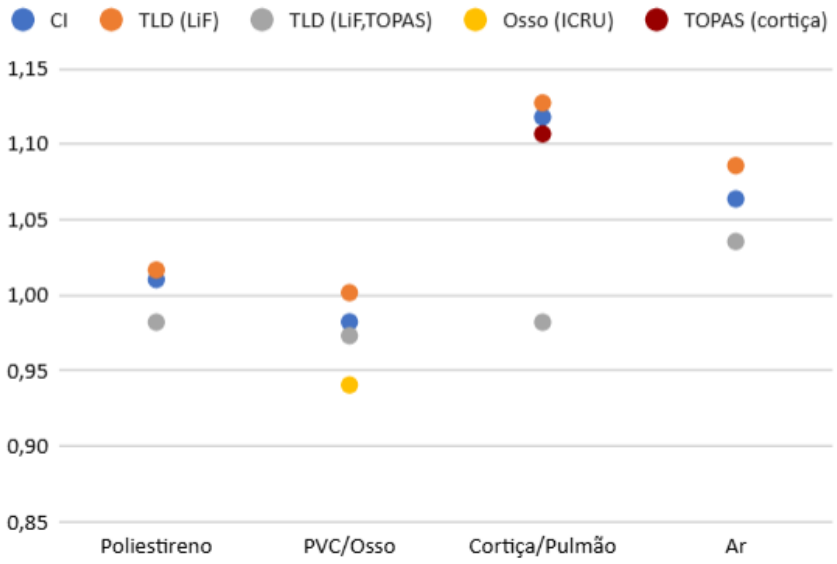


Figura 21: Razão entre a medida com placa de heterogeneidade e a medida da dose na água.

4 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este trabalho analisou a influência de heterogeneidades na dose de radiação absorvida usando tanto metodologia experimental, quanto por simulações Monte Carlo (TOPAS MC). Os resultados permitiram avaliar a precisão das simulações e identificar fatores críticos relacionados à densidade dos materiais utilizados e à geometria do fantoma.

O fantoma de heterogeneidade utilizado neste estudo é o mesmo empregado no sistema de auditoria postal do Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) - INCA. Atualmente, o PQRT é o único órgão do país que faz controle de qualidade dos parâmetros físicos dos feixes de fótons e elétrons em radioterapia, por meio de avaliações locais e postais.

Os cálculos de discrepância foram realizados tomando como referência os valores obtidos para o fantoma de água, uma vez que os cálculos convencionais de dose em radioterapia por feixe de fótons geralmente consideram a dose absorvida na água, pois seguem o formalismo adotado no protocolo de calibração de aceleradores e câmaras de ionização, que são baseados em doses na água [19,20].

Além disso, a suposição de que o corpo do paciente é equivalente à água constitui uma boa aproximação inicial, já que a água representa a maior parte do volume de células e fluidos corporais. A maioria dos tecidos biológicos (com algumas exceções, como osso compacto e pulmão) apresenta propriedades radiológicas semelhantes às da água [19].

O coeficiente de atenuação linear (μ) é um parâmetro que quantifica a interação da radiação com a matéria, representando a probabilidade de um fóton ser removido de um feixe de radiação ao atravessar um material. Esse coeficiente depende da energia do fóton incidente, do número atômico e da densidade do material absorvedor [21].

Para esse trabalho foi considerada a densidade da água 1 g/cm³ e do ar atmosférico 0,00125 g/cm³. Observa-se na Tabela 2 que os valores das cargas coletadas pela CI estão dentro do esperado. Após atravessar a heterogeneidade,

a carga coletada foi maior do que na água para o fantoma homogêneo (placas de poliestireno), para o fantoma contendo a heterogeneidade cortiça e o ar. Esses materiais apresentam densidade inferior à da água, conforme mostrado na Tabela 1, resultando em menor absorção de fótons e, consequentemente, maior quantidade de radiação atingindo o detector.

Em contraste, no caso da placa de PVC, cuja densidade é superior à da água, uma maior quantidade de fótons foi absorvida ou espalhada pelo material, resultando em uma menor carga coletada pela CI.

A Tabela 3 mostra um alto desvio padrão nas contagens coletadas pela leitora de TLD, atribuído ao processo manual de transferência do pó de cada cápsula para as copelas, tornando o procedimento dependente do operador. Durante essa etapa, podem ocorrer erros como perda de material ou distribuição desigual do pó entre as copelas, resultando em maior dispersão nas leituras.

Como a transferência do pó para as copelas foi realizada pela autora deste trabalho, seria necessário um treinamento mais aprofundado para minimizar essa dispersão e possibilitar melhor análise dos resultados. Para técnicos experientes, o desvio padrão esperado varia entre 0,7% e 1,5%.

Não obstante, os resultados mostram que a maior contagem foi registrada na posição off-axis na configuração de cortiça, evidenciando uma concentração de dose significativa nessa área devido à menor densidade do material e sua localização mais próxima à superfície. Em contraste, a configuração homogênea de poliestireno apresentou contagens próximas às obtidas na água, refletindo suas propriedades físicas semelhantes.

As menores contagens foram observadas na configuração de PVC, assim como ocorre com a carga coletada na CI para a mesma heterogeneidade. A configuração de ar também mostrou uma redução nas contagens, reforçando a necessidade de considerar materiais de baixa densidade como fontes de discrepâncias importantes.

Os resultados das Tabelas 2 e 3 demonstram a influência direta das diferentes heterogeneidades na distribuição de dose, ressaltando a importância de uma avaliação detalhada em ambientes clínicos complexos.

A validação do espectro de energia do ^{60}Co demonstrou excelente concordância com dados de referência, como ilustrou o Gráfico 1. Isso confirmou a precisão do código implementado no TOPAS, permitindo simulações confiáveis para o estudo das heterogeneidades.

A concordância da dose depositada entre os dosímetros TLD e CI exibida na Tabela 6 é fundamental para garantir a precisão e a confiabilidade das medições em radioterapia. Enquanto a câmara de ionização é amplamente considerada o padrão ouro para determinação de dose devido à sua resposta linear e estabilidade, os TLDs oferecem vantagens como flexibilidade, uso em situações de tratamento e avaliações postais.

A importância da correção de heterogeneidade nos TPS usando fatores relacionados à atenuação para diferentes meios irradiados é explicitada nas Tabelas 7 e 8. É possível observar uma considerável discrepância relativa entre a dose depositada em um fantoma de água e a dose depositada no detector após os raios gama atravessarem diferentes meios, para ambos os dosímetros.

As Tabelas 9 e 10 apresentam a discrepância relativa entre a dose depositada no poliestireno, com e sem a presença de um dosímetro, para diferentes heterogeneidades. Esses resultados destacam a necessidade de considerar a presença dos dosímetros como um fator de heterogeneidade nos cálculos dosimétricos, especialmente em ambientes heterogêneos comuns na prática clínica.

4.1 Comparação entre os resultados experimentais e computacionais

A comparação entre métodos experimentais e computacionais em radioterapia é fundamental para validar e aprimorar técnicas de planejamento e administração de doses. A integração dessas abordagens assegura maior precisão nos cálculos dosimétricos, contribui para o desenvolvimento de novas tecnologias e promove a segurança e eficácia dos tratamentos radioterápicos.

Os resultados apresentaram discrepâncias significativas entre as simulações e os experimentos, atribuídas, em parte, às diferenças nas

densidades dos materiais utilizados. Por exemplo, no caso do poliestireno, a densidade considerada na simulação foi de 1,03 g/cm³, enquanto a do material experimental foi de 0,91 g/cm³. Ajustar essa densidade pode contribuir para uma melhor concordância entre os resultados experimentais e simulados.

A maior discrepância foi encontrada na comparação entre as configurações do pulmão e cortiça. As diferenças podem ser atribuídas à simplificação da modelagem computacional do pulmão humano e à ausência de simulações detalhadas das interações nucleares. Além disso, o material experimental, cortiça, melhor se assemelha ao pulmão preenchido com ar, e portando com uma menor densidade média.

O programa TOPAS MC não permite a sobreposição de estruturas, o que dificultou a criação de uma geometria capaz de fornecer doses em diferentes materiais dentro do pulmão, como foi feito experimentalmente na cortiça onde foi possível obter a dose *off-axis*.

Esses achados destacam a complexidade do cálculo de doses em ambientes heterogêneos e a importância de validações experimentais para garantir a segurança e a eficácia em tratamentos radioterápicos. Ademais, apesar dos métodos computacionais permitirem simulações detalhadas em cenários complexos é necessário garantir uma modelagem precisa.

Para futuros estudos, recomenda-se a realização de simulações adicionais considerando diferentes densidades e composições químicas mais realistas. Investigar o efeito de variações geométricas e incluir algoritmos de transporte mais avançados podem aprimorar a precisão das simulações.

REFERÊNCIAS

1. AAPM REPORT TASK GROUP 65. Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. The American Association of Physicists in Medicine, 2004.

2. ICRU REPORT 24. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X and gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU Publications, Washington DC, 1976.

3. ATTIX, Frank Herbert. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley and Sons, 1986.

4. PODGORSAK, Ervin B. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Viena, 2003.

5. BRASIL Ministério da Saúde; Instituto Nacional de Câncer, INCA, 1º Seminário em Radioterapia. Anais do Seminário em Radioterapia. Angra dos Reis, RJ, 2001.

6. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna, 2024. https://doi.org/10.61092/iaea.ve7q-y94k

7. BRASIL, Ministério da Saúde; Instituto Nacional de Câncer. TEC DOC - 1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2000. 158.

8. SOUZA, R. S.; ARAÚJO, A. M. C. E VIEGAS, C. C. B. O que é o programa de qualidade em radioterapia do Instituto Nacional do Câncer – INCA? Rio de Janeiro, Revista Brasileira de Física Médica, 2009.

9. ANDREO, Pedro. Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry. John Wiley and Sons, 2017.

10. RAYOL, Ruy. Simulações de Experimentos Didáticos em Física Médica com o Código Computacional TOPAS MC. Rio de Janeiro, 2023.

11. TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R. e DI PRINZIO, M. A. R. R. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2013.

12. KNOLL, Glenn F. Radiation Detection and Measurement. 5ª ed, NY, John Wiley and Sons, 2010.

13. MARIN, A. V. Desenvolvimento de um sistema dosimétrico postal para uso em programas de qualidade em radioterapia com feixes de fótons em condições de não referência. PQRT/INCA, RJ, 2003.

14. BULLA, R. T. Métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes de elétrons. São Paulo, 1999.

15 PERINI A. P. Projeto, constrição e caracterização de câmaras de Ionização para utilização como sistemas padrões em feixes de radiação X e gama. IPEN, São Paulo, 2013.

16 SHIELDS, J. A review of Monte Carlo methods and their application in medical physics for simulating radiation transport. University of New Hampshire, 2022.

17 BÉ, M., CHISTÉ V., DULIEU, C., BROWNE E, CHECHEV, V. Table of radionuclides (Vol. 1- A = 1 to 150). Bureau International des Poids et Mesures, 2004.

18. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. British Journal of Radiology, Supplement, 25, 1996.

19 SIEBERS JV; KEALL PJ; NAHUM AE E MOHAN R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. Phys Med Biol. 2000 Apr;45(4):983-95. doi: 10.1088/0031-9155/45/4/313.

20 USMANI, M. N.; MASAI, N.; OH, R-J, SHIOMI; H., TATSUMI, D.; MIURA, H.; INOUE T. E KOIZUMI, M. Comparison of Absorbed Dose to Medium and Absorbed Dose to Water for Spine IMRT Plans Using a Commercial Monte Carlo Treatment Planning System., Osaka, International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, vol.3 no.1, 2014. DOI:10.4236/ijmpcero.2014.31010.

21 PEREIRA, L. A. A.; CÁSSARO, F. A.M. E PIRES, L. F., Refinamento da medida do coeficiente de atenuação do chumbo em atividades de laboratório de Física Moderna, Revista Brasileira de Ensino Física, 2024. https://doi.org/10.1590/1806-9126-RBEF-2023-0221.

APÊNDICE A

Tabela 11– Carga coletada pela câmara de ionização após irradiação de 2Gy de 60Co

CI	Água	Poliestireno	PVC	Pulmão	Ar
1 Carga (nC)	200,6	202,6	197,2	224,3	213,4
2 Carga (nC)	200,7	202,8	197,1	224,4	213,5
3 Carga (nC)	200,7	202,9	197,1	224,3	213,5
Média	200,67	202,77	197,13	224,33	213,47
Desvio Padrão	0,06	0,15	0,06	0,06	0,06

Tabela 12 – Contagens coletada pela leitora de TLD após irradiação de 2Gy de 60Co

TLD	água	Poliestireno	PVC	Pulmão	off axis	Ar
1.1 Contagem	215658	223891	216146	258574	286031	238123
1.2 Contagem	221299	221457	221500	245761	281910	237129
1.3 Contagem	213992	218189	217576	248346	281404	235015
1.4 Contagem	212625	224914	222217	239930	294228	235462
1.5 Contagem	219520	225096	223750	248996	302512	238068
2.1 Contagem	223780	221535	223202	251877	299534	242897
2.2 Contagem	216281	218723	213515	232670	287860	234652
2.3 Contagem	216456	214542	215335	240773	287206	231547
2.4 Contagem	212864	215534	215342	244284	279690	229524
2.5 Contagem	216973	215433	209134	247821	289918	236199
3.1 Contagem	219834	227462	220975	245921	309964	230458
3.2 Contagem	215696	218111	209882	237532	298212	233120
3.3 Contagem	214904	223204	216067	239722	290532	233515
3.4 Contagem	217665	221476	217004	249795	297383	149739
3.5 Contagem	212231	214628	213759	245967	290469	237768
Média	216651,9	220279,7	217026,9	245197,9	291790,2	229547,7
Desvio Padrão	3318,81	4180,03	4550,72	6387,36	8502,28	22340,39

ANEXO A

Cobalt-60 gamma rays

TABLE 4.2

PERCENTAGE DEPTH DOSES: 60 cm SSD

Field size (cm)	0 × 0	4 × 4	5 × 5	6 × 6	7 × 7	8 × 8	9 × 9	10 × 10
PSF	1.000	1.032	1.036	1.040	1.043	1.048	1.052	1.054
Depth (cm)								
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	95.2	96.8	97.0	97.3	97.5	97.6	97.7	97.8
2	86.3	90.3	91.0	91.5	91.9	92.2	92.4	92.6
3	78.3	83.8	84.7	85.4	86.0	86.3	86.6	87.0
4	71.0	77.6	78.6	79.4	80.1	80.6	81.0	81.5
5	64.4	71.5	72.7	73.7	74.6	75.2	75.7	76.2
6	58.6	65.8	67.0	68.1	69.1	69.8	70.5	71.1
7	53.2	60.4	61.8	63.0	64.0	64.8	65.5	66.2
8	48.4	55.5	56.9	58.1	59.2	60.0	60.7	61.4
9	44.0	50.9	52.4	53.6	54.7	55.6	56.4	57.1
10	40.0	46.7	48.1	49.3	50.5	51.5	52.2	53.0
11	36.5	42.8	44.3	45.4	46.4	47.3	48.2	49.0
12	33.2	39.4	40.7	41.8	42.9	43.9	44.7	45.5
13	30.2	36.1	37.3	38.5	39.6	40.5	41.4	42.2
14	27.5	33.2	34.3	35.6	36.5	37.4	38.2	39.0
15	25.1	30.4	31.6	32.6	33.6	34.5	35.3	36.1
16	22.9	28.0	29.1	30.0	31.0	31.9	32.7	33.5
17	20.9	25.7	26.7	27.7	28.7	29.5	30.3	31.0
18	19.1	23.6	24.6	25.6	26.5	27.3	28.0	28.7
19	17.4	21.6	22.6	23.5	24.4	25.2	25.9	26.6
20	15.9	19.9	20.8	21.6	22.4	23.2	23.9	24.6
22	13.3	16.8	17.7	18.4	19.2	19.9	20.5	21.2
24	11.1	14.3	15.0	15.7	16.4	17.0	17.6	18.2
26	9.3	12.0	12.7	13.4	14.0	14.6	15.1	15.7
28	7.8	10.3	10.8	11.4	12.1	12.5	13.0	13.5
30	6.5	8.7	9.3	9.7	10.2	10.7	11.2	11.7