

Arnie Verde Nolasco

**Métodos de dosimetria de superfícies aplicados
ao controle de qualidade e investigação de dose
na pele em tratamentos de Radioterapia.**

Belo Horizonte, Brasil

Dezembro de 2017

Arnie Verde Nolasco

Métodos de dosimetria de superfícies aplicados ao controle de qualidade e investigação de dose na pele em tratamentos de Radioterapia.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito para a obtenção do grau de Doutor em Ciências e Técnicas Nucleares.

Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG

Departamento de Engenharia Nuclear

Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares

Orientador: Prof. Dr. Luiz Oliveira de Faria

Belo Horizonte, Brasil

Dezembro de 2017

Arnie Verde Nolasco

Métodos de dosimetria de superfícies aplicados ao controle de qualidade e investigação de dose na pele em tratamentos de Radioterapia./ Arnie Verde Nolasco. – Belo Horizonte, Brasil, Dezembro de 2017-

155 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Oliveira de Faria

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG

Departamento de Engenharia Nuclear

Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Dezembro de 2017.

1. Dosimetria de superfícies. 2. TLD-100. 3. EBT-3. 4. TBI. I. Dr. Luiz Oliveira Faria. II. Universidade Federal de Minas Gerais. III. Departamento de Energia Nuclear. IV. Dosimetria de Superfícies e aplicações em Radioterapia.

Arnie Verde Nolasco

Métodos de dosimetria de superfícies aplicados ao controle de qualidade e investigação de dose na pele em tratamentos de Radioterapia.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito para a obtenção do grau de Doutor em Ciências e Técnicas Nucleares.

Trabalho aprovado. Belo Horizonte, Brasil, 19 de Novembro de 2017:

Prof. Dr. Luiz Oliveira de Faria
Orientador

Dr. Annibal Theotonio Baptista Neto
Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN)

Dra. Edna Carla Silva Batista
Faculdade IPEMED de Ciências Médicas

Dr. Marco Aurélio de Sousa Lacerda
Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN)

Dra. Maria do Socorro Nogueira
Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN)

Belo Horizonte, Brasil
Dezembro de 2017

Este trabalho é dedicado a Deus e a minha família.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por ter me conferido oportunidade e capacidade de enveredar a vastidão da ciência e do trabalho. Agradeço a minha esposa Nayara e o meu filho Inácio pela radical colaboração para que este resultado fosse possível. Agradeço aos meus pais Silvia Cristina e José Carlos pelo exemplo moral e pela doação afetuosa que sempre recebi. Agradeço a minha irmã Danielle pelo carinho e incentivo. Lembro enfaticamente o Universidades Renovadas e todos os amigos com os quais caminhei decididamente com a esperança de promover o bem do homem e da sociedade.

Agradeço a Universidade Federal de Minas Gerais por ter me acolhido de terras distantes, dispondo um ensino de excelência para a minha formação acadêmica. Destaco o Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares por ter acreditado neste projeto de pesquisa e ao CDTN pela colaboração constante durante os 4 anos de trabalho. Ressalto a importante participação do Instituto de Radioterapia São Francisco, da Santa Casa de Belo Horizonte, da Radiocare e do CTR-Betim ao oferecer toda robusta estrutura das instalações de Radioterapia para a realização das propostas trazidas nesta Tese. Manifesto meu sincero agradecimento a todos profissionais de grande qualificação com os quais discuti as metodologias deste trabalho com o intuito de alcançar uma abordagem que pudesse ser coerente com as realidades da prática clínica, sem fugir do empirismo científico necessário para o progresso da técnica e da reflexão.

Agradeço ao meu Orientador, Dr. Luiz Oliveira de Faria pela competência, generosidade e pelo aprendizado que recebi neste longo tempo de convívio.

*"Para mim, a fé começa com a constatação de que uma inteligência suprema
chamou o universo à existência e criou o homem.
Não me é difícil crer nisso, pois é inegável que onde há um plano,
há também inteligência - um universo ordenado e em desdobramento atesta a verdade
da declaração mais poderosa que jamais foi proferida: 'No princípio Deus criou'.
(Arthur Holly Compton, Prêmio Nobel de Física de 1927)*

Resumo

Este trabalho se desenvolveu em torno da temática da medição de doses superficiais em Radioterapia. Neste ponto, fez-se necessário lidar com a desafiante região de desequilíbrio eletrônico para a precisa obtenção de informações dosimétricas nas superfícies. Foi estabelecida a realização de dois trabalhos que contemplaram a dosimetria superficial pretendida. O primeiro trabalho buscou avaliar as doses superficiais em tratamentos por radioterapia conformada, investigando o aumento de dose na pele como consequência do uso de imobilizadores termoplásticos de cabeça e pescoço. Para o estudo foram utilizados dosímetros termoluminescentes TLD-100, filmes radiocrômicos EBT-3 e simulações computacionais baseadas em algoritmos analíticos e estocásticos. O trabalho desenvolveu uma metodologia metrológica criteriosa, comparando os sistemas dosimétricos, comparando diferentes tipos de imobilizadores comerciais e confrontando diferentes métodos computacionais de cálculo de dose. Os resultados exibiram um significativo aumento de dose superficial provocado pela utilização de imobilizadores. Além disso, houve concordância dos diferentes sistemas dosimétricos nas medidas das doses superficiais no simulador sem máscara. Foi estudada a relação entre a área dos orifícios das máscaras e a área total das máscaras na alteração da magnitude de superficialização da dose. Finalmente, foi possível discutir a implementação de correções e considerações dosimétricas nos resultados oferecidos pelos algoritmos computacionais na superfície de volumes tratados por Radioterapia. O segundo trabalho voltou-se para o controle de qualidade na Radioterapia de Corpo Inteiro. Tendo como baliza a necessidade da execução de tratamentos com alto grau de homogeneidade de dose e precisão, a utilização de dosimetria *in-vivo* com TLDs foi uma importante alternativa para verificar a qualidade do tratamento, permitindo a adoção de alterações caso necessário. A escolha das posições de inserção dos TLD-100 sobre a pele baseou-se na intenção de abarcar de forma integral todas as regiões anatômicas da paciente, incluindo àquelas de menor espessura e aquelas de menor densidade eletrônica. A metodologia incluiu correções propostas para reduzir o erro causado por fatores de influência conhecidos. Os resultados corroboraram com os critérios mínimos para a qualidade terapêutica da TBI, estabelecendo a dosimetria termoluminescente como opção segura para o controle de qualidade destes tratamentos.

Palavras-chave: TBI. TLD. Dosimetria superficial. EBT-3. Dose na pele.

Abstract

This work was developed around the topic of the measurement of superficial doses in Radiotherapy. At this point, it has become necessary to deal with the challenging region of electronic imbalance for the accurate obtaining of dosimetric information on the surfaces. It was established the accomplishment of two works that contemplated the desired surface dosimetry. The first work sought to evaluate the superficial doses in treatments by conformal radiotherapy, investigating the dose increase in the skin as a consequence of the use of thermoplastic immobilizers of head and neck. For the study, TLD-100 thermoluminescent dosimeters, EBT-3 radiochromic films and computational simulations based on analytical and stochastic algorithms were used. The work developed a meticulous metrological methodology, comparing the dosimetric systems, comparing different types of commercial immobilizers and confronting different computational methods of dose calculation. The results exhibited a significant increase in surface dose caused by the use of immobilizers. In addition, the different dosimetric systems were concordant in the measurements of surface doses in the unmasked simulator. The relation between the area of the orifice of the masks and the total area of the masks was studied in the alteration of the magnitude of superficialisation of the dose. Finally, it was possible to discuss the implementation of corrections and dosimetric considerations in the results offered by computational algorithms on the surface of volumes treated by Radiotherapy. The second work turned to quality control in Total Body Irradiation. Based on the need to perform treatments with a high degree of dose homogeneity and precision, the use of in vivo dosimetry with TLDs was an important alternative to verify the quality of the treatment, allowing the adoption of changes if necessary. The choice of insertion positions of the TLD-100 on the skin was based on the intention to comprehensively cover all the anatomical regions of the patient, including those of smaller thickness and those with lower electronic density. The methodology included proposed corrections to reduce the error caused by known influence factors. The results corroborated the minimum criteria for the therapeutic quality of BIT, establishing thermoluminescent dosimetry as a safe option for the quality control of these treatments.

Keywords: TLD-100, EBT-3, TBI, Skin dose.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Onda eletromagnética em um determinado instante de tempo. Fonte: Acervo do autor.	36
Figura 2 – Espectro eletromagnético. Fonte: Acervo do autor.	36
Figura 3 – Espectro reconstruído para quatro diferentes LINACs com energia nominal de 6 MV. Fonte: Adaptado de Hinson et al. (2008)	39
Figura 4 – Esquematização de um experimento para medir a atenuação de um feixe de fótons ao atravessar um meio absorvedor qualquer. Fonte: Adaptada de Khan (2003)	40
Figura 5 – Percentual de transmissão de energia de um feixe monoenergético previsto pela equação 1.16. Fonte: Acervo do autor.	42
Figura 6 – Curvas de transmissão para quatro feixes de fótons de 6 MV. Figura adaptada de (HINSON et al., 2008).	43
Figura 7 – Processo do espalhamento coerente. Fonte: Acervo do autor.	44
Figura 8 – Esquematização do efeito fotoelétrico. Fonte: Acervo do autor.	45
Figura 9 – Gráfico do coeficiente de atenuação de massa (τ/ρ) versus a energia do fóton para vários materiais. Fonte: Acervo do autor.	46
Figura 10 – Esquematização do efeito Compton. Fonte: Acervo do autor.	46
Figura 11 – Gráfico do coeficiente de atenuação de massa (σ_{inc}/ρ) versus a energia do fóton para diversos materiais. Fonte: Acervo do autor.	50
Figura 12 – Esquematização da produção e aniquilação de pares. Fonte: Acervo do autor.	51
Figura 13 – Gráfico do coeficiente de atenuação de massa para a produção de pares (κ/ρ) versus a energia do fóton para diversos materiais. Fonte: Acervo do autor.	51
Figura 14 – Coeficiente de atenuação de massa total (μ/ρ) versus energia do fóton para diversos materiais. Fonte: Acervo do autor.	52
Figura 15 – O mecanismo, segundo o modelo de bandas eletrônicas, do fenômeno termoluminescente. Fonte: do Autor.	55
Figura 16 – Curva esquemática de emissão do LiF:Mg,Ti(TLD-100) depois de ter sido irradiado. Fonte: do Autor.	56
Figura 17 – A estrutura cristalina do LiF, mostrando duas redes cristalinas cúbicas de face centrada (fcc, do inglês <i>face-centered cubic</i>), uma para os íons Li^+ e outra para os íons F^- . Fonte: (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995).	59

Figura 18	–Gráfico isométrico da emissão TL do TLD-100 após (i) aquecimento térmico de 1 h seguido de um rápido resfriamento para a temperatura ambiente, (ii) irradiação a temperatura ambiente de 3 Gy e (iii) leitura a uma taxa de aquecimento de $2,5\text{ C.s}^{-1}$. Fonte: (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995).	62
Figura 19	–Resposta com a dose de radiação do LiF(TLD-100). Extraído de Yuki-hara2001	63
Figura 20	–Configuração esquemática do GafChromic EBT-3. Fonte: adaptada pelo Autor a partir de <i>International Specialty Products</i>	66
Figura 21	–Espectro de absorção visível do componente ativo do filme EBT após uma irradiação. Figura extraída e adaptada de ISP2009.	66
Figura 22	–Espectro de absorção visível do marcador presente na camada ativa do filme EBT antes e após uma irradiação. Figura extraída e adaptada de (ISP, 2009).	67
Figura 23	–Espectro de absorção visível total do filme EBT antes e após uma irradiação de 2,01 Gy. Figura extraída e adaptada de (ISP, 2009).	67
Figura 24	–Representação esquemática dos "volumes"na Radioterapia. Fonte: ICRU 62 (ICRU, 1999).	72
Figura 25	–Curvas dose-resposta não empíricas. Fonte: do Autor.	74
Figura 26	–Diagrama de operação de um Acelerador Linear. Fonte: Do autor	75
Figura 27	–Energia (MeV) <i>versus</i> Porcentagem de Fótons em intervalo de energia para feixes de fótons com energia nominal de 6 MV do Clinac 2100C. Fonte: (MCKENNA; CHEN; BLOCH, 1995).	76
Figura 28	–Energia (MeV) <i>versus</i> Porcentagem de Fótons em intervalo de energia para feixes de fótons com energia nominal de 6 MV do Elekta Precise. Obtido por Simulação Monte Carlo. Fonte:(SADOUGHI et al., 2014).	76
Figura 29	–Energia (MeV) <i>versus</i> O espectro de energia de fótons, fótons primários, elétrons e pósitrons na superfície do fantom para um campo $10 \times 10\text{ cm}^2$ de um feixe de fótons de 6 MV do acelerador Varian Clinac 2100EX. Gráfico extraído de Ding (2002).	76
Figura 30	–Esquemática da porcentagem de dose profunda. Fonte: Do autor.	80
Figura 31	–Porcentagem de dose profunda em água para feixe de 6 MV do Acelerador Linear Elekta Precise do Instituto de Radioterapia São Francisco. Fonte: do Autor.	81
Figura 32	–Esquemática da razão tecido-ar. Fonte: Acervo do autor.	82
Figura 33	–Esquemática da razão tecido-fantoma. Fonte: Acervo do autor.	83
Figura 34	–Curva de PDP de um feixe de alta energia.Fonte: do Autor.	84

Figura 35 –Dose absorvida D e kerma de colisão K^{col} para fótons de feixes de megavoltagem em função da profundidade do meio em uma hipotética situação sem espalhamento e atenuação. β é a razão entre dose absorvida e kerma de colisão. Fonte: adaptada de Khan (2003).	86
Figura 36 –Dose absorvida D e kerma de colisão K^{col} para fótons de feixes de megavoltagem em função da profundidade do meio em uma situação mais realística, isto é, considerando o espalhamento e a atenuação. β é a razão entre dose absorvida e kerma de colisão. Fonte: adaptada de (KHAN, 2003).	86
Figura 37 –Técnicas de TBI frequentemente utilizadas na prática clínica: (A) Dois campos paralelos opostos em SSD curta; (B) Equipamento adaptado de Cobalto 60 para a irradiação de corpo inteiro em SSD curta; (C) Em grande SSD, irradiação do paciente em pé e; (D) Em grande SSD, irradiação do paciente em mesa adaptada. Fonte: Do autor.	89
Figura 38 –Setup de Calibração dos Aceleradores Lineares. Fonte: Do Autor.	94
Figura 39 –Ilustração esquemática do aparato de medida para as emissões termoluminescentes. Fonte: Acervo do Autor.	95
Figura 40 –Simulador geométrico Virtual Water. Fonte: do Autor.	97
Figura 41 –Setup para calibração do TLD-100 segundo o TRS-398. Fonte: Acervo do Autor.	98
Figura 42 –Diagrama da geometria de posicionamento dos TLDs no suporte para irradiação. Fonte: Acervo do Autor.	98
Figura 43 –Setup para calibração do EBT-3.	102
Figura 44 –Simulador Antropomórfico Alderson Rando. Fonte:(Radiology Support Devices).	103
Figura 45 –Alderson Rando após mapeamento superficial das posições de interesse. Fonte: Acervo do Autor.	104
Figura 46 –Perfil de campo do feixe de 6 MV do Elekta Precise do IRSF. Fonte: Cedido pelo IRSF	104
Figura 47 –Acelerador Linear Elekta Precise do IRSF. Fonte:Cedido pelo IRSF	104
Figura 48 –Máscara termoplástica sendo confeccionada como molde para imobilização do pseudo paciente Rando Alderson. Fonte: Acervo do Autor.	105
Figura 49 –Apoio de cabeça A para imobilização e acomodação do paciente. Fonte: Acervo do autor.	105
Figura 50 –Tomografo simulador de radioterapia GE Hispeed CTe. Fonte: Acervo do autor.	106
Figura 51 –Planejamento de Tratamento 3D para lesão hipotética na região Cervical. Fonte: Acervo do autor.	107

Figura 52	– Posicionamento dos filmes radiocrômicos na superfície do Phantom Rando Alderson. Fonte: Acervo do Autor.	107
Figura 53	– Posicionamento dos TLD-100 na superfície do fantom Alderson Rando. Fonte: Acervo do Autor.	108
Figura 54	– Materiais imobilizadores comparados. Fonte: Acervo do Autor.	108
Figura 55	– Setup de tratamento de TBI testado em simulador antropomórfico. Fonte: Acervo do Autor.	111
Figura 56	– Organização dos cálculos e parâmetros de tratamento da TBI. Fonte: Acervo do Autor.	112
Figura 57	– Disposição dos TLDs sobre a superfície da paciente. Fonte: Acervo do autor.	113
Figura 58	– Quantidade de TLDs <i>versus</i> o coeficiente de variação. Fonte: Acervo do Autor.	117
Figura 59	– Flutuação das leituras médias de cada TLD em torno da média de todas as leituras feitas. Fonte: Acervo do Autor.	117
Figura 60	– Leitura de cada TLD para uma mesma dose de 10 cGy. Sobre a media das leituras de todos os TLDs \bar{L}_t foi traçada um ajuste linear passando pela origem.	118
Figura 61	– Dose indicada por cada TLD caso não utilizássemos o fator de correção individual e considerando que a curva dose-reposta padrão é aquela que passa pela leitura média total \bar{L}_t . Fonte: Acervo do Autor.	118
Figura 62	– Fatores individuais de correção dos 170 TLDs avaliados. Fonte: Acervo do Autor.	118
Figura 63	– Dispersão da média das leituras dos dosímetros em torno de um valor médio total, tomado como valor ideal de leitura. Fonte: Acervo do Autor.	119
Figura 64	– Curva de calibração do TLD-100. Fonte: Acervo do Autor.	119
Figura 65	– Gráfico com a curva dose resposta: A) Obtida analiticamente através da avaliação dos resultados com os TLDs; B) Obtida pelo algoritmo proposto por Moscovitch et al. (1993).	120
Figura 66	– Filmes radiocrômicos selecionados para calibração depois de irradiados. Fonte: Do autor.	121
Figura 67	– Intensidade na escala de tons de cinza fornecida pelo Image J para pixels dos filmes de calibração. Fonte: Do autor.	121
Figura 68	– Conversão no Image J das imagens dos filmes irradiados para padrão 8-bit. Fonte: Acervo do Autor.	122
Figura 69	– Separação da imagem dos filmes EBT-3 em três imagens diferentes, cada qual com sua informação numérica a respeito da intensidade de cor. Fonte: Acervo do Autor.	122

Figura 70	–Variação da intensidade de cor separadamente nos canais RGB para cada filme irradiado. Fonte: Acervo do Autor.	122
Figura 71	–Gráfico da curva de calibração dos filmes EBT-3 relacionando a densidade óptica com a dose absorvida. Fonte: Acervo do Autor.	123
Figura 72	–Configuração experimental mostrando o posicionamento dos chips TLD sobre a superfície da fossa supraclavicular. Esta configuração foi utilizada para estimar a dose da pele de entrada após o procedimento de irradiação, com e sem o uso de máscara termoplástica.	125
Figura 73	–Deposição de dose superficial na região da fossa supraclavicular medida por dosímetros TLD-100 após um tratamento com prescrição de 180 cGy. As medidas foram feitas com e sem o imobilizador termoplástico. As letras F, E e C referem-se às fatias do simulador, cada uma delas contendo TLDs-100 posicionados, conforme mostra a Fig.89.	126
Figura 74	–Fotografia dos pequenos recortes de filme EBT3 de tamanho 1,0 x 2,0 cm^2 colocadas sobre a região FSC do simulador antropomórfico, após irradiação com 180 cGy no Acelerador Linear Clinac 2100, com energia igual a 6 MV. Os filmes irradiados sem máscara são mostrados no lado esquerdo e os filmes irradiados com a presença da máscara de imobilização são mostrados no lado direito. Os valores de dose avaliados pelos recortes de filme EBT3 nas fatias E e C são mostrados. A relação entre a dose superficial e a escala de cores é mostrada mais à direita da figura. Fonte: Acervo do autor.	128
Figura 75	–Deposição de dose superficial na região anatômica da fossa supraclavicular medida por dosímetros EBT-3 com e sem imobilizador termoplástico. A dose prescrita para o tratamento foi de 180 cGy. As fitas indicadas no gráfico correspondem às fatias E e C. Fonte: Acervo do autor.	129
Figura 76	–Disposição do simulador de água sólida no experimento para avaliação da influência de diferentes máscaras na superficialização da dose. Fonte: Acervo do Autor.	130
Figura 77	–Comparação das medidas da dose superficial média sob cada máscara para todos os dispositivos imobilizadores avaliados. Fonte: Acervo do Autor.	131
Figura 78	–Doses absolutas sob as malhas e furos para cada dispositivo imobilizador (Lado Esq). Proposição de aumento de dose comparando as influências do furo e da malha para cada dispositivo imobilizador (Lado Dir.) Fonte: Acervo do Autor.	131
Figura 79	–Distribuição bidimensional das doses superficiais influenciadas pelos diferentes tipos de máscaras termoplásticas. Fonte: Acervo do Autor.	131

Figura 80	– Projeção em superfície 3D da distribuição bidimensional das doses superficiais influenciadas pelos diferentes tipos de máscaras termoplásticas. Fonte: Acervo do Autor.	131
Figura 81	– Avaliação da influência do furo na diminuição da dose superficial para a Máscara Offix Curve RT. Fonte: Acervo do Autor.	132
Figura 82	– Distribuição proporcional da área de malhas e furos sobre a área útil das diferentes máscaras termoplásticas. Fonte: Acervo do Autor.	132
Figura 83	– Gráfico da Razão entre área total de furos e área total da máscara versus dose superficial. Fonte: Acervo do Autor.	133
Figura 84	– Na parte superior da figura se apresentam os Perfis de dose superficial para cada máscara termoplástica. Na parte inferior se exibem os gráficos com os perfis avaliados como funções periódicas trigonométricas. Fonte: Acervo do Autor.	133
Figura 85	– Valores da dose superficial nos pontos indicados, conforme cálculo feito pelo algoritmo Pencil Beam Convolution.	134
Figura 86	– Experimento para comparar diferentes algoritmos de Cálculo de dose, confrontando seus resultados com o valor real obtido por dosimetria física. 134	134
Figura 87	– Doses na configuração de referência para todos os algoritmos avaliados. Valor real de dose está indicado pela linha vermelha. Fonte: Do autor.	135
Figura 88	– Ilustração dos experimentos realizados para comparar a qualidade dos algoritmos no cálculo de doses em Radioterapia.	136
Figura 89	– Curva de Calibração do TLD-100.	141
Figura 90	– À esquerda: Configuração do tratamento de TBI. À direita: Placas de Cerrobend inseridas no gantry para compensar a menor densidade do pulmão e a menor espessura dos membros.	141
Figura 91	– Comparação entre as doses medidas na dosimetria in-vivo, as doses planejadas pelo físico e as doses ideais prescritas pelo médico para cada região da paciente submetida ao tratamento da TBI.	144

Lista de tabelas

Tabela 1 – Partículas elementares.	35
Tabela 2 – Propriedades do TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	60
Tabela 3 – Meias vidas de alguns picos da curva de emissão de TL do LiF:Mg,Ti após irradiação. Valores relativos a temperatura ambiente.	61
Tabela 4 – Correspondência entre o grupo e a dose irradiada nas configurações de calibração.	98
Tabela 5 – Correspondência entre a dose e o filme irradiado.	102
Tabela 6 – Dados do Tomógrafo GE Hispeed CTe.	106
Tabela 7 – Configuração dos campos de tratamento planejados no TPS.	107
Tabela 8 – Tabela com as leituras médias para cada dose durante o processo de calibração	119
Tabela 9 – Dose média e erro associado às medidas com as fitas EBT3 de número 20, 21, 22, 23, 24 and 25 posicionadas sobre a fossa supraclavicular. A dose prescrita foi igual a 180 cGy.	129
Tabela 10 – Dose superficial sob influência de diferentes máscaras termoplástica avaliadas sob a malha e também sob o orifício de cada máscara. A dose prescrita foi de 200 cGy com uma profundidade de 5 cm no simulador de água sólida.	130
Tabela 11 – Medida da dose superficial sob uma amostra da máscara Offix Curve RT com furos (normal) e outra sem furos	132
Tabela 12 – Resultado dos cálculos computacional através de diferentes algoritmos e comparação com valor real.	135
Tabela 13 – Descrição dos experimentos para comparação dos algoritmos de cálculo em Radioterapia.	136
Tabela 14 – Desvio Médio de cada algoritmo de cálculo em relação ao valor real de referência.	136
Tabela 15 – Dose média sem correções obtida pela leitura dos TLDs posicionados na superfície anterior da paciente.	142
Tabela 16 – Dose média sem correções obtida pela leitura dos TLDs posicionados na superfície posterior da paciente.	142
Tabela 17 – Dose calculada para o centro do DAP nas regiões avaliadas a partir da dose medida pelos TLDs na superfície anterior e posterior do paciente.	143

Tabela 18 – Comparação entre as medidas planejadas e as medidas recolhidas pela dosimetria <i>in-vivo</i> durante a TBI.	144
--	-----

Lista de abreviaturas e siglas

AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina
AP	Antero-posterior
BP	Banda proibida
BV	Banda de valência
CC	<i>Collapsed Cone</i>
CCD	Dispositivo de carga acoplada
CDTN	Centro do Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CI	Câmara de Ionização
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>
DC	Corrente contínua
DP	Desvio Padrão
EBM	<i>Electronic Band Model</i>
FSC	Fossa supraclavicular
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IRSF	Instituto de Radioterapia São Francisco
LINAC	Acelerador Linear Clínico
MC	Simulação Monte Carlo
NTSC	<i>National Television System Committee</i>
OD	Densidade Óptica

PA	Postero-anterior
PAL	<i>Phase Alternate Lines</i>
PBC	<i>Pencil Beam Convolution</i>
PDP	Porcentagem de dose profunda
PMMA	Polimetilmetanacrilato
PMT	Fotomultiplicador
PTV	Planning tumor volume
RM	Ressonância magnética
SSD	Distância fonte pele
TAR	Razão tecido ar
TBI	<i>Total Body Irradiation</i>
TC	Tomografia computadorizada
TL	Termoluminescente
TLD	Dosímetro termoluminescente
TPR	Razão tecido simulador
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UM	Unidade Monitora

Sumário

I	Considerações Iniciais	27
	Introdução	29
1.1	Motivação	29
1.2	Panorama do estado da arte	30
1.3	Objetivos e Métodos	32
II	Referenciais teóricos	33
1.4	A Radiação	35
1.4.1	Ondas eletromagnéticas	36
1.4.2	A teoria quântica	37
1.5	Interação da Radiação eletromagnética ionizante com a Matéria	38
1.5.1	Formalismo para descrição dos feixes de fótons	39
1.5.2	Atenuação de feixes de fótons	40
1.5.3	As seções de choque	41
1.5.4	Modelos teóricos e empíricos de atenuação de fótons	42
1.5.5	Interação de fótons com a matéria	43
1.5.5.1	Fotodesintegração	43
1.5.5.2	Espalhamento coerente	43
1.5.5.3	Efeito fotoelétrico	44
1.5.5.4	Efeito Compton	46
1.5.5.5	Produção de pares	50
1.5.5.6	Importância relativa dos vários tipos de interações e atenuação total de uma absorvedor	52
1.6	Dosimetria	52
1.6.1	Dosimetria termoluminescente	53
1.6.1.1	Princípios da dosimetria termoluminescente	54
1.6.1.2	Curva de emissão termoluminescente	55
1.6.2	Detectores Termoluminescentes	57
1.6.2.1	O TLD-100	59
1.6.2.2	Curva de emissão	61
1.6.2.3	Desvanecimento do sinal TL	61
1.6.2.4	Espectro de emissão	62
1.6.2.5	Resposta com a dose e supralinearidade do TLD-100	62
1.6.2.6	Resposta com a taxa de dose	63
1.6.2.7	Dependência energética	63

1.6.2.8	Tratamentos térmicos	64
1.6.3	O Filme radiocrômico EBT-3	65
1.6.3.1	Estrutura e configuração do EBT-3	66
1.6.3.2	Espectro de absorção óptica	66
1.6.3.3	Medidas dosimétricas com o EBT-3	67
1.7	A Radioterapia	67
1.7.1	Princípios de Radiobiologia	68
1.7.2	Associação da Radioterapia com outros tratamentos	69
1.7.3	Planejamento	70
1.7.3.1	Prescrição do tratamento	71
1.7.3.2	Determinação do volume alvo	72
1.7.3.3	Técnica empregada	72
1.7.3.4	Determinação da dose	73
1.7.4	Aspectos básicos do funcionamento do acelerador linear clínico	75
1.7.5	Espectro de energia dos feixes de Fótons em aceleradores lineares	75
1.7.6	Análise das incertezas em Radioterapia	77
1.8	Distribuição da dose	78
1.8.1	Conceitos fundamentais	79
1.8.1.1	Kerma	79
1.8.1.2	Dose absorvida	79
1.8.2	Porcentagem de dose Profunda (PDP)	80
1.8.2.1	Dependência com a área do campo	81
1.8.2.2	Dependência com a qualidade ou energia do feixe	81
1.8.2.3	Dependência com a distância foco-superfície	81
1.8.2.4	Dependência com a profundidade	81
1.8.3	Razão tecido-ar e fator de retroespalhamento (B)	81
1.8.4	Razão tecido-fantoma	83
1.9	Zona de desequilíbrio eletrônico	83
1.9.1	Dose superficial	83
1.9.2	Região de build-up	84
1.10	Métodos computacionais de cálculo de dose	86
1.11	TBI	87
1.11.1	Doenças tratadas com a TBI	88
1.11.2	Aspectos técnicos da TBI	88

III Materiais e Métodos 91

2 Calibrações 93

2.1	Calibração dos Aceleradores Lineares Clínicos	93
-----	---	----

2.2	Seleção e Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes	94
2.2.1	Tratamentos Térmicos	94
2.2.2	Sistema de Leitura	95
2.2.3	Seleção dos TLDs-100	95
2.2.4	Estatística envolvida nas avaliações	96
2.2.5	Calibração dos TLD-100	97
2.2.6	Avaliação da supralinearidade dos TLD-100	99
2.3	Calibração dos filmes radiocrômicos	99
2.3.1	O filme EBT-3	99
2.3.2	Cuidados na manipulação dos filmes radiocrômicos	99
2.3.3	Escaneamento e aquisição das imagens	100
2.3.4	Análise das imagens	100
2.3.5	Calibração dos filmes EBT-3	100
2.3.6	Processamento digital das imagens	102
2.4	Simulador Antropomórfico Rando Alderson	103
2.5	Dosimetria de Aceleradores Lineares Clínicos	104
3	Metodologia para avaliação de doses superficiais em Radioterapia Confor-	
	macional	105
3.1	Preparação do imobilizador termoplástico	105
3.2	Tomografia Computadorizada	105
3.3	Planejamento do tratamento	106
3.4	Posicionamento dos dosímetros	107
3.5	Execução dos tratamentos	108
3.6	Avaliação da atenuação produzida por diferentes imobilizadores	108
3.7	Avaliação de doses por meio dos Algoritmos computacionais	108
4	Metodologia para a Total Body Irradiation	111
4.1	Técnicas para TBI	111
4.2	Planejamento do tratamento	111
4.3	Protocolo de Tratamento	112
4.4	Disposição dos TLDs na superfície do paciente	113
	IV Resultados	115
5	Seleção e Calibração dos TLDs	117
5.1	Seleção dos TLDs	117
5.2	Calibração dos TLDs	118
5.3	Estudo da Supralinearidade	119

6	Calibração dos Filmes Radiocrômicos EBT-3	121
6.1	Calibração do EBT-3	121
6.2	Processamento digital das imagens	121
6.3	Curva de calibração	122
7	Avaliação do aumento de dose superficial em tratamentos conformacionais na presença de imobilizador de cabeça e pescoço	125
7.1	Avaliações com Dosimetria Termoluminescente	125
7.2	Avaliações com filmes radiocrômicos	126
7.3	Comparação de diferentes Imobilizadores	130
7.4	Resultados dos Algoritmos computacionais	133
7.5	Discussão sobre os resultados do aumento de dose na pele	137
8	O uso do TLD-100 para o controle de qualidade em TBI	141
8.1	Curva de Calibração do TLD-100	141
8.2	Execução do Tratamento de TBI	141
8.3	Controle de qualidade da TBI por meio da dosimetria termoluminescente	142
8.4	Comparação entre os valores medidos e os valores planejados	144
8.5	Conclusões acerca do Controle de Qualidade da TBI com TLD-100	145
	Conclusão	147
8.6	Trabalhos futuros	148
	Referências	149

Parte I

Considerações Iniciais

Introdução

1.1 Motivação

A relação do homem com a radiação está categoricamente marcada pela invisibilidade do fenômeno físico a todos os sentidos humanos. Tal condição, embora represente um significativo risco em termos do estabelecimento de ações protetivas contra a radiação, faz surgir a necessidade de uma instrumentação capaz de registrar a radiação e, não menos importante, capacitada a mensurar os efeitos da radiação na matéria. À vista disso, tem-se hoje a Dosimetria das radiações como técnica empregada para quantificar a energia transferida das radiações para a matéria (ATTIX, 1986). A evolução das metodologias em Dosimetria tem contribuído substancialmente para o próprio progresso da Radiologia. Naturalmente, a partir da rigorosa medição dos efeitos da radiação foi possível controlar com maior primor cada vez mais os efeitos benéficos das aplicações em Radiologia.

Na Radioterapia, a dosimetria das radiações desempenha papel crucial para garantir a excelência da prática. Ela é utilizada desde o comissionamento de equipamentos emissores de radiação, quando se pretende medir com alta precisão diversos parâmetros dosimétricos em variadas configurações de tratamento, até as calibrações rotineiras e o controle de qualidade que visam apurar se os resultados esperados em simulações computacionais estão sendo reproduzidos durante os tratamentos. A dosimetria atua para oferecer uma precisa informação da energia depositada pela radiação incidente, permitindo a administração confiável da dose no tecido por meio dos campos de tratamento.

A técnica envolvida na aquisição da energia depositada no tecido e a qualidade da metodologia de processamento dos resultados por ela obtidos são fundamentais para a legitimidade dos procedimentos clínicos em Radioterapia. Se a dosimetria falhar ao indicar um resultado simulado ou recolhido de uma situação clínica, ele influenciará necessariamente a qualidade do tratamento oferecido ao paciente. Nesse sentido, a validação de técnicas de controle de qualidade em Radioterapia são essenciais para a precisão do tratamento.

A dosimetria das radiações também pode ser recorrida para a avaliação experimental de técnicas terapêuticas e protocolos de tratamento. A obtenção de informações dosimétricas pode ser útil para prever e quantificar efeitos indesejáveis da Radioterapia, além de oferecer resultados pouco precisos advindos das ferramentas de simulação computacional.

A dosimetria de superfícies é uma excelente alternativa no âmbito da metrologia das radiações. Embora o posicionamento de dosímetros na superfície de interação da radiação com o meio envolva o convívio com o problema do desequilíbrio eletrônico, é especialmente

mais fácil dispor dosímetros em superfícies do que em regiões profundas. Além disso, em procedimentos *in-vivo* não há evidentemente outra maneira de exercer uma dosimetria não invasiva além da pele do paciente. Assim sendo, a dosimetria em superfícies encontra ressaltada importância e utilidade para a medição da energia depositada pela radiação em procedimentos de Radioterapia.

1.2 Panorama do estado da arte

Segundo [Hsu et al. \(2010\)](#) e [Fiorino et al. \(1992\)](#), a determinação da dose na região de build-up é um importante assunto em Radioterapia, especialmente quando os alvos estão localizados próximos à superfície. No entanto, dada a grande dificuldade de se fazer avaliações dosimétricas precisas em regiões de desequilíbrio eletrônico por conta do íngreme gradiente de dose neste regime, diversos estudos reportam significativas imprecisões dos cálculos de dose realizados pelos sistemas de planejamento e tratamento (TPS, do inglês *treatment planning systems*) nestas zonas ([NAKANO et al., 2012](#)).

A dosimetria das regiões superficiais pode ser alcançada primordialmente por meio de câmaras de ionização de extrapolação, câmaras de placas paralelas, dosímetros termoluminescentes (TLD) e filmes radiocrômicos. O uso das câmaras de ionização de extrapolação e de placas paralelas, embora obtenha com precisão a medida da dose depositada no seu volume de operação, tem como principal desvantagem a impossibilidade de avaliar a distribuição bidimensional de doses. Os dosímetros termoluminescentes ([VIEGAS et al., 2003](#)) ([MORLOTTI, 2007](#)) ([RIVERA, 2012](#)) ([MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995](#)) ([KHAN, 2003](#)) ([RUDÉN, 1976](#)) e os filmes radiocrômicos ([KELLY et al., 2011](#)) ([CHIU-TSAO; CHAN, 2010](#)) ([DOGAN; GLASGOW, 2003](#)) ([DEVIC et al., 2006](#)) ([NAKANO et al., 2012](#)) são frequentemente empregados em dosimetria clínica por possuírem grandes vantagens, como a densidade eletrônica tecido equivalente, a pequena espessura, a resposta linear com a dose e no caso específico dos filmes, a altíssima resolução bidimensional.

O emprego da dosimetria TL em Radioterapia foi objeto para o desenvolvimento da ISO:28057 ([British Standards Institution, 2014](#)), que estabeleceu diretrizes para os procedimentos da técnica, ao publicar protocolos e resultados de medidas com TLDs em água, proporcionando uma incerteza total de medição menor. A dose absorvida na água é a grandeza de interesse principal em radioterapia, já que relaciona o mais próximo possível os efeitos biológicos produzidos pela radiação ionizante ([RODRIGUES et al., 2006](#)). A vantagem principal de se ter tal grandeza como padrão básico é que a mesma grandeza é empregada ao longo de toda a cadeia metrológica, desde os padrões primários até os instrumentos de campo. Além do mais, a grandeza (dose absorvida), em termos da qual os padrões primários determinam as suas leituras, estará próxima do efeito físico no qual o padrão se baseia, o que minimizará a aplicação de vários fatores de correção,

assim como as incertezas envolvidas neste procedimento. É importante ressaltar que este conceito de calibração em termos de dose absorvida na água se aplica a todos os tipos de radiação e para todas as energias. O documento [British Standards Institution \(2014\)](#) inclui ainda especificações para medidas realizadas com feixes de Radioterapia de diferentes qualidades, contemplando energias de 20 KeV a 50 MeV para fótons, e de 4 MeV a 25 MeV para elétrons. As condições de calibração estabelecidas em [British Standards Institution \(2014\)](#) se assemelham ao padrão para medidas com câmaras de ionização do tipo Farmer em Radioterapia, conforme especificado no TRS-398 da IAEA ([IAEA, 2004](#)). Uma das principais contribuições do documento foi a obtenção de um fator de qualidade para medidas com TLDs, minimizando a influência da identidade espectral do feixe utilizado, que pode invariavelmente interagir com a matéria de modo não semelhante ao feixe de Cobalto-60, que constitui o padrão primário.

A utilização da dosimetria TL para avaliar doses de tratamentos Radioterápicos, embora reportada na literatura científica, ocorre com baixíssima frequência na maioria das clínicas e hospitais do Brasil. Tal fato decorre possivelmente do robusto instrumental necessário para a avaliação do sinal termoluminescente e da metodologia metrológica não instantânea. Na prática, o aporte ferramental e a mão de obra apta a trabalhar com a dosimetria TL encontra-se geralmente condensada nos importantes centros de pesquisa em ciências nucleares.

Um dos primeiros processos radiocrômicos reportados na literatura é atribuído a Joseph Niepce, em 1826. Na ocasião o pesquisador expôs à luz solar uma placa de estanho revestida por uma solução sensível. Após aproximadamente 8 horas, uma imagem coerente com a exposição foi produzida na placa. A imagem gerada foi atribuída a uma mistura polimérica de hidrocarbonetos insaturada na solução que sofreu reticulação após a irradiação ([WILLIAMS; METCALFE, 2011](#)). Em 1965, [McLaughlin e Chalkley \(1965\)](#) relataram o desenvolvimento de soluções sólidas incolores derivadas da molécula de trifenilmetano, que apresentam coloração após a polimerização proporcionada pela radiação ionizante. Posteriormente, uma grande quantidade de trabalhos conduzidos pelo *National Institute of Standards and Technology* (NIST, USA) consolidaram as primeiras formas de filmes radiocrômicos, possuindo um intervalo de dose útil de 10^3 a 10^6 Gy, o que limitava a aplicação da tecnologia para atividades com altas doses, como irradiação de alimentos, esterilização de instrumentos médicos e outras utilizações industriais. A oportunidade para aplicações não-industriais de filmes radiocrômicos veio com o desenvolvimento de uma nova solução radiosensível em 1986. O filme foi chamado de *GAFchromicTM* e foi produzido pela ISP Technology, uma divisão da GAF Chemical Corporation. Estes novos filmes exibiram uma ordem de magnitude mais sensível do que os tipos anteriores, permitindo a utilização de forma pioneira em dosimetria de aplicações médicas, como a betaterapia a partir de aplicadores oftálmicos de $r^{90}S/r^{90}Y$ e a braquiterapia intracavitária. Atualmente, os filmes radiocrômicos constituem um dos principais meios para realizar o controle de

qualidade de tratamentos radioterápicos especializados em proporcionar alto índice de conformação da dose nos volumes de interesse. Neste contexto, os filmes representam a possibilidade de medir com altíssima precisão bidimensional a dose distribuída pelos campos de tratamentos planejados por algoritmos computacionais. Tal importância torna-se ainda mais enfática com o emprego cada vez mais frequente dos feixes de intensidade modulada, exigindo uma rigorosa verificação da capacidade dos equipamentos em entregar tratamentos com altos gradientes de doses. Conforme [Niroomand-Rad et al. \(1998\)](#), [Richley et al. \(2010\)](#), [Fiandra et al. \(2006\)](#) e [Devic et al. \(2005a\)](#), os filmes radiocrômicos representam um dos dispositivos mais adequados para medir distribuições bidimensionais de dose em Radioterapia.

1.3 Objetivos e Métodos

Este trabalho teve como objetivo avaliar a utilização da dosimetria superficial em diversos tratamentos radioterápicos, verificando a qualidade dos tratamentos estudados a partir de uma metodologia de análise de resultados suficiente para o estudo aprofundado das deposições de dose na pele. Foi analisado a utilização de dosímetros termoluminescentes para a o controle de qualidade na Radioterapia de Corpo Inteiro (TBI, do *inglês Total body Irradiation*). Nesta técnica, o paciente é submetido a largos campos de tratamento que visam distribuir uma dose homogênea sobre todo o volume do paciente. A TBI é utilizada frequentemente em conjunção com a quimioterapia, visando a imunossupressão do paciente antes de um transplante de medula óssea. O controle de qualidade para tratamentos com esta complexidade, contribui para a garantia da eficiência clínica do procedimento, avaliando *in-vivo* as doses recebidas em uma fração. As exposições foram realizadas em fantasmas antropomórficos e em pacientes. Foram empregados dosímetros termoluminescentes do tipo TLD-100, além de filmes radiocrômicos do tipo EBT-3.

Este trabalho teve como objetivo também avaliar a variação de dose superficial em um simulador antropomórficos sob efeito de determinados acessórios, frequentemente utilizados para posicionar os pacientes em teleterapia. O ferramental dosimétrico foi constituído de dosímetros termoluminescentes LiF:Mg,Ti e de filmes radiocrômicos EBT-3. Além disso, para comparar os resultados foram utilizados diversos algoritmos de cálculos de dose, como o Pencil Beam Convolution, o Colapsed Cone e Simulação estocástica Monte Carlo, para estimar as doses depositadas na região de interesse.

Parte II

Referenciais teóricos

1.4 A Radiação

Segundo Khan (2003), o termo *radiação* se aplica a propagação e emissão de energia através do espaço ou de algum meio material.

Há o costume, principalmente provindo das metodologias de ensino de física, de se separar o conceito da radiação em dois grupos distintos: Radiação particulada e Radiação eletromagnética. Estes dois conceitos, embora se associem a primeira vista a naturezas diferentes, são constituídos de um comportamento dual, contido em ambas categorias. Não apenas as ondas eletromagnéticas (fótons) exibem um comportamento de partícula (porque apresentam momento), como também as partículas materiais, como por exemplo os elétrons e prótons, possuem um movimento ondulatório associado. Esta teoria foi introduzida em 1925 por de Broglie ¹.

Considerando a relevância pedagógica de separarmos radiações particuladas de radiações eletromagnéticas, podemos listar algumas partículas pelas quais apreciamos suas aplicações em física radiológica (Tab. 1). Todas estas partículas podem viajar com altas velocidades, dependendo da sua energia cinética, mas nunca atingem a velocidade da luz ²

Tabela 1 – Partículas elementares.

Partícula	Símbolo	Carga	Massa
Elétron	e^-, β^-	-1	0,000548 u.m.a
Pósitron	e^+, β^+	+1	0,000548 u.m.a
Próton	$p, {}^1_1H^+$	+1	1,00727 u.m.a
Nêutron	$n, {}^1_0n$	0	1,00866 u.m.a
Neutrino	ν	0	$< 1/2 m_0$
Mésons	π^+, π^-	+1,-1	$273 m_0$
	π^0	0	$264 m_0$
	μ^+, μ^-	+1,-1	$207 m_0$
	K^+, K^-	1,-1	$967 m_0$
	K^0	0	$973 m_0$

m_0 = massa do elétron no estado estacionário.

¹ Louis de Broglie: Físico francês que em 1924 propôs em sua tese de doutorado a existência de ondas de matéria, isto é, a existência de um comprimento de onda λ de uma onda de matéria associada ao movimento de uma partícula.

² Embora a máxima da impossibilidade de alguma partícula se movimentar com velocidade maior que a da luz, existem previsões teóricas coerentes com a teoria da relatividade que conduzem a existência de uma partícula, conhecida com *táquion*, de velocidade superior a 299 792 458 m/s. Além disso, recentemente observações empíricas de neutrinos viajando a grandes distâncias, registraram velocidades também maiores que a da luz. No entanto, o físico holandês Ronald van Elburg retificou considerações para o cálculo e devolveu a Einstein a credibilidade de seu postulado que afirma que é impossível alcançar velocidades maiores que a da luz.

1.4.1 Ondas eletromagnéticas

Segundo as equações de Maxwell, ondas eletromagnéticas podem ser descritas por oscilações de campos elétricos e magnéticos que se propagam perpendicularmente no espaço, seguindo uma mesma direção e com alternado comportamento de suas ondas senoidais. Os campos \vec{E} e \vec{B} representam respectivamente o campo elétrico e o campo magnético de uma onda eletromagnética. Eles podem ser escritos na forma matemática usual de uma onda progressiva senoidal.

$$\mathbf{E}_z = \mathbf{E}_{z_0} \text{sen}(Kx - \omega t) \quad (1.1)$$

$$\mathbf{B}_x = \mathbf{B}_{x_0} \text{sen}(Kx - \omega t) \quad (1.2)$$

onde K é o número da onda, dado por $\frac{2\pi}{\lambda}$ e ω é a frequência angular, igual a $2\pi f$.

Maxwell mostrou que a velocidade das ondas eletromagnéticas no vácuo será:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \quad (1.3)$$

sendo $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} C^2/Nm^2$ a permissividade elétrica no espaço livre (vácuo) e $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} N/A^2$ a permeabilidade magnética do espaço livre, obtemos aproximadamente 299 792 458 m/s como o valor da velocidade da onda eletromagnética no vácuo.

A velocidade de uma onda eletromagnética (c) contém informações fundamentais a respeito do comprimento de onda (λ) e de sua frequência (ν). Eles se relacionam por:

$$c = \nu \lambda \quad (1.4)$$

A Fig. 1 ilustra uma onda eletromagnética típica, com as devidas variações espaciais da intensidade dos campos elétricos (E) e magnéticos (B).

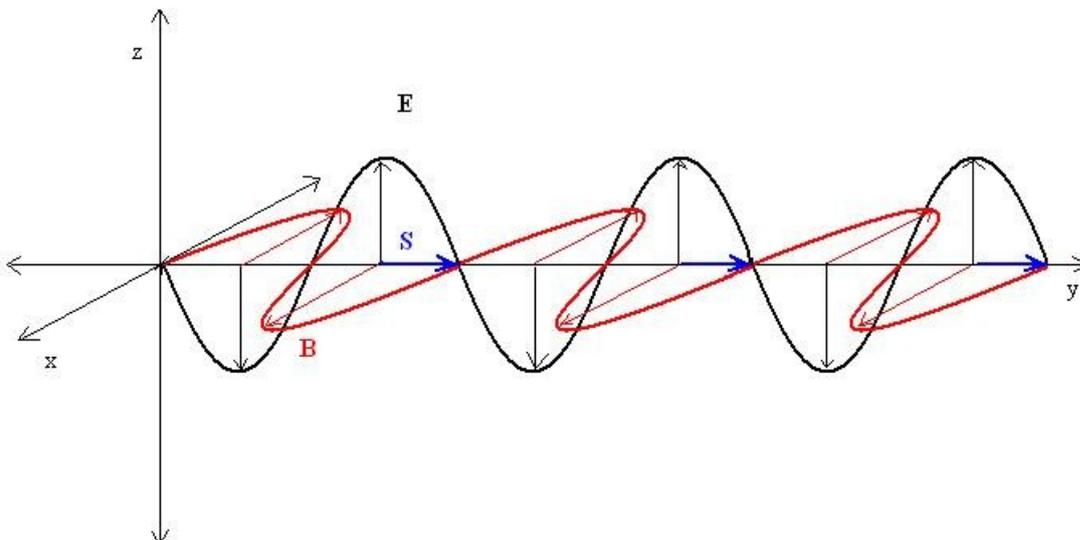


Figura 1 – Onda eletromagnética em um determinado instante de tempo. Fonte: Acervo do autor.

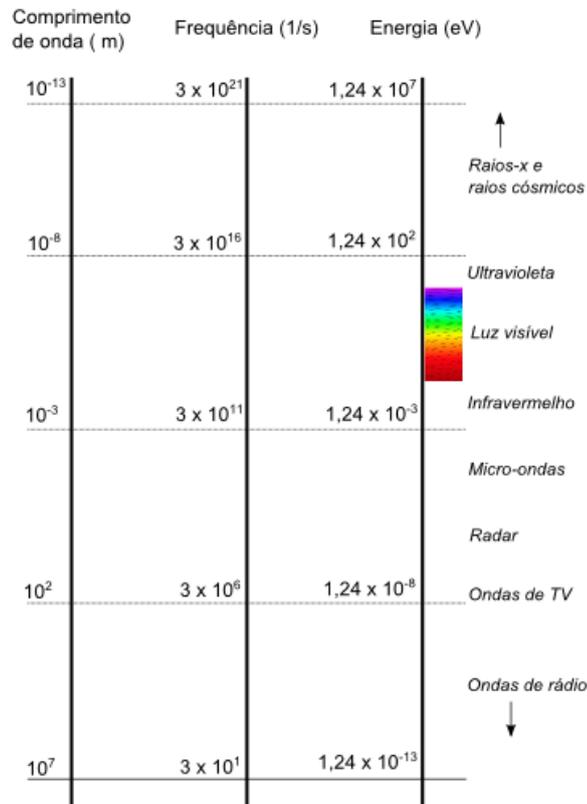


Figura 2 – Espectro eletromagnético. Fonte: Acervo do autor.

A Fig. 2 apresenta qualitativamente o espectro de radiações eletromagnéticas em uma faixa de comprimentos de onda de 10^7 m (ondas de rádio) a 10^{-13} m (raios X de alta energia). Conforme indicado pelo espectro, apenas uma pequena porção de ondas eletromagnéticas são visíveis ao olho humano.

1.4.2 A teoria quântica

A teoria clássica da luz e de todas as ondas eletromagnéticas atende satisfatoriamente grande parte dos eventos e experimentos pelos quais extraímos informações a respeito de seu comportamento ondulatório. No entanto, certos experimentos como por exemplo o efeito fotoelétrico e o efeito Compton só podem ser entendidos se considerarmos não somente o comportamento ondulatório da radiação, mas especialmente sua natureza corpuscular.

Conforme discutido anteriormente 1.4, de Broglie instituiu que as radiações pudessem ser compostas e entendidas tanto à luz do formalismo ondulatório, quanto pelo

formalismo corpuscular. A teoria que fundamentou as conclusões de de Broglie acerca da natureza corpuscular da matéria, se assentou sobre os argumentos trazidos por Albert Einstein em 1905. Na ocasião, o físico alemão propôs que a energia radiante estava "quantizada" em pacotes concentrados, que mais tarde vieram a ser chamados *fótons* (EISBERG; RESNICK, 1979).

Einstein argumentou que as experiências óticas bem conhecidas de interferência e difração³ da radiação eletromagnética haviam sido feitas apenas em situações que envolviam um número muito grande de fótons. Estas experiências, fornecem resultados que são médias do comportamento dos fótons individuais (EISBERG; RESNICK, 1979). Ele não concentrou sua atenção na forma ondulatória familiar pela qual a luz se propaga, mas sim na maneira corpuscular com que ele é emitida e interage com a matéria.

Para tanto, Albert Einstein supôs a existência de pacotes discretos de energia, localizados em um pequeno volume espacial e que se propagam a medida que se afastam da fonte com a velocidade da luz. A energia do pacote, ou fóton, está relacionado com sua frequência ν pela equação

$$E = h/\nu \quad (1.5)$$

onde E é a energia em Joules carregada pelo fóton, h é a constante de Planck ($6,62 \times 10^{-34}$ J.s) e ν é a frequência (ciclos/s). Combinando as equações 1.5 e 1.4, temos:

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (1.6)$$

Podemos expressar a equação anterior com E representado por elétron volt (eV) e λ em metros (m). Sendo $1eV = 1,602 \times 10^{-19} J$,

$$E = \frac{1,24 \times 10^{-6}}{\lambda} \quad (1.7)$$

A equação escrita faz referência a Fig. 2, indicando a natureza das radiações em termo de sua energia.

1.5 Interação da Radiação eletromagnética ionizante com a Matéria

Quando a radiação eletromagnética ionizante se movimenta através de um material, inaugura-se uma interação entre os fótons e os átomos constituintes daquele meio que

³ Interferência e difração: fenômenos físicos perfeitamente coerentes com a teoria ondulatória das radiações

resulta na transferência de energia do primeiro para o último. A energia transferida ao meio primeiramente provoca a ejeção de elétrons dos átomos que constituem o meio de absorção. Os elétrons que emergem destes átomos passam então a transferir sua energia ao meio, ionizando ou excitando átomos ao longo de suas trajetórias.

No momento em que as radiações atuam transferindo energia aos átomos através dos quais se movimentam, podem existir duas possíveis interações: a Ionização e a Excitação.

- **Ionização:** Caso a energia transferida a um determinado átomo neutro seja capaz de deixá-lo com um excesso de cargas positivas ou negativas, podemos dizer então que houve o processo de ionização. Partículas carregadas, como os elétrons, pósitrons, prótons e partículas α , são consideradas *radiações diretamente ionizantes* pela sua capacidade de produzir ionizações por meio de colisões ⁴ com os elementos constituintes do meio. As partículas que não possuem carga, como os nêutrons e fótons, são consideradas *radiações indiretamente ionizantes* porque induzem a liberação de radiação diretamente ionizantes quando interagem com a matéria.
- **Excitação:** São comuns também situações em que a energia perdida pela partícula incidente não é suficiente para ejetar um elétron de um átomo mas provocam o rearranjo dos elétrons nos orbitais permitidos. Neste caso, a interação contribui para que elétrons que receberam energia ocupem orbitais mais energéticos. Este processo é conhecido como Excitação.

Nosso trabalho está pautado no contexto da Radioterapia realizada com fótons e portanto nosso estudo contemplará os fundamentos básicos das interações que essas partículas provocam quando interagem com a matéria.

Fótons ionizantes interagem com os átomos do meio ordinariamente a partir de cinco processos:

- Desintegração de fótons
- Espalhamento coerente
- Efeito fotoelétrico
- Efeito Compton
- Produção e aniquilação de pares

⁴ As colisões são fundamentalmente representadas pela interação entre os campos eletromagnéticos associados a partícula que perpassa o meio e o próprio meio.

1.5.1 Formalismo para descrição dos feixes de fótons

Um feixe de fótons emitido a partir de um alvo (raios X) ou de uma fonte radioativa (raios γ) é frequentemente um combinado de fótons com diferentes energias. Embora os aceleradores lineares (LINAC - do inglês *linear accelerator*) modernos possuam indicações nominais das energias com as quais operam, resultados de pesquisas de espectrometria mostram que a energia nominal é na verdade uma "energia máxima" que os fótons do feixe poderão ter. Hinson et al. (2008) obtiveram a distribuição espectral para diferentes LINACs que possuem energia nominal de 6 MV. A Fig. 3 apresenta a distribuição das energias dos fótons em um feixe de energia nominal de 6 MV.

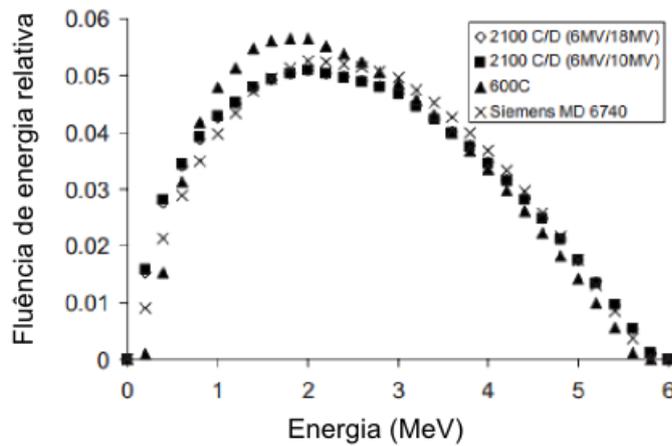


Figura 3 – Espectro reconstruído para quatro diferentes LINACs com energia nominal de 6 MV. Fonte: Adaptado de Hinson et al. (2008)

Um feixe de fótons pode ser melhor entendido em termo das seguintes grandezas:

1. **Fluência:** A fluência Φ é o quociente entre dN e da , onde dN é o número de fótons que passam por uma seção transversal imaginária de área da 1.8.

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1.8)$$

2. **Taxa de fluência ou fluxo de densidade:** A fluência por unidade de tempo 1.9.

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (1.9)$$

3. **Fluência de energia :** A fluência de energia (Ψ) é o quociente entre dE_{fl} e da , onde dE_{fl} é a soma das energias de todos os fótons que penetram uma secção transversal de área da 1.10.

$$\Psi = \frac{dE_{fl}}{da} \quad (1.10)$$

4. **Taxa de fluência de energia ou fluxo de densidade de energia:** A fluência de energia por unidade de tempo, representada por ψ 1.11.

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (1.11)$$

1.5.2 Atenuação de feixes de fótons

Quando o feixe de fótons provindo de um acelerador linear entra em contato com um determinado material, dar-se-ão interações entre os diversos fótons com o meio. No decurso destas interações, alguns fótons poderão ser absorvidos ou desviados de suas trajetórias. Chama-se de atenuação de fótons o efeito da diminuição dos fótons primários de um determinado feixe, isto é, a diminuição do número de fótons que não interagiram com a matéria.

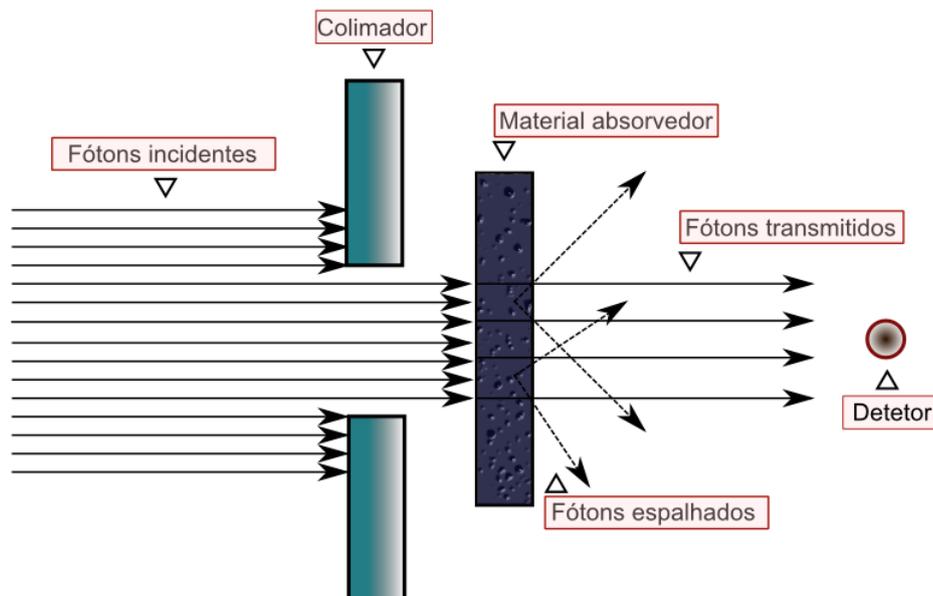


Figura 4 – Esquematização de um experimento para medir a atenuação de um feixe de fótons ao atravessar um meio absorvedor qualquer. Fonte: Adaptada de Khan (2003)

Um experimento arranjado para ilustrar esta atenuação pode ser visto na Fig. 4. Um feixe de fótons monoenergéticos, após ser colimado para obtenção de um fluxo mais laminar, incide sobre um material de espessura mensurável. Do outro lado deste último material posiciona-se um detetor tão distante quanto necessário para que registre apenas os fótons que passaram pelo meio sem sofrer nenhuma interação. Sob estas condições, a redução do número de fótons (dN) é proporcional ao número de fótons incidentes (N) e a espessura do material absorvedor (dx), isto é:

$$dN \propto Ndx \quad (1.12)$$

ou

$$dN = -\mu Ndx \quad (1.13)$$

onde μ é a constante de proporcionalidade, chamada de *coeficiente de atenuação*. O sinal negativo da equação vem da compreensão que o número de fótons medidos diminui quando aumenta a espessura do absorvedor. É possível ainda escrever a equação 1.13 em termo da intensidade transmitida (I):

$$dI = -\mu I dx \quad (1.14)$$

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \quad (1.15)$$

A resolução da equação diferencial 1.15 converge para a seguinte solução exponencial:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.16)$$

onde $I(x)$ é a intensidade transmitida através de um material de espessura uniforme x e I_0 é a intensidade incidente no absorvedor.

1.5.3 As seções de choque

O coeficiente μ , chamado de coeficiente de atenuação, representa a seção de choque de interação entre cada fóton e o meio que atravessa, por unidade de volume. Em outras palavras, a seção de choque é quantitativamente a probabilidade de um fóton com uma determinada energia ser absorvido pelo meio por unidade de comprimento.

A equação 1.13, que introduz o modelo para a seção de choque, pode ser atribuída tanto ao somatório das probabilidades de todas as interações como para cada interação

separadamente, conforme será descrito adiante na seção 1.5.5. Assim, é conveniente encontrar secções de choque específicas para cada interação com o intuito de quantificar quão provável será uma determinada interação dos fótons com a matéria.

Como a intensidade I em 1.16 é adimensional e x tem dimensão de cm , o coeficiente μ deverá ter, como já foi exposto, dimensão de cm^{-1} . Outros autores, como [Eisberg e Resnick \(1979\)](#), expressam a equação de atenuação em termos de outras grandezas concernentes a Fig. 4, resultando em um coeficiente de proporcionalidade com dimensões cm^2 , o que justifica a denominação geométrica⁵ de "seção" que usualmente é atribuída ao coeficiente.

No contexto deste trabalho, o coeficiente de atenuação com unidade cm^{-1} dependerá da energia dos fótons incidentes como também da natureza do material absorvedor. Como a atenuação produzida por um material de espessura x depende necessariamente do número de elétrons presentes no volume, pode-se concluir que μ será dependente também da densidade do meio (ρ). Por este motivo, alguns autores preferem introduzir o termo *coeficiente de atenuação de massa*, dividindo o coeficiente de atenuação linear μ pela densidade do material alvo. Deste modo, o coeficiente resultante (μ/ρ) torna-se independente da densidade. O coeficiente de atenuação de massa tem unidade de cm^2/g .

A partir do coeficiente de atenuação de massa, outros coeficientes semelhantes são igualmente convenientes como por exemplo o *coeficiente de atenuação eletrônico* e o *coeficiente de atenuação atômico*, com unidades de $cm^2/elétron$ e $cm^2/átomo$, respectivamente.

Para cada interação dos fótons há um símbolo da seção de choque, equivalente ao μ . Para o espalhamento coerente usa-se o σ_{coer} , para o efeito fotoelétrico o τ , para o efeito Compton o σ_{inc} e para a produção e aniquilação de pares o κ .

1.5.4 Modelos teóricos e empíricos de atenuação de fótons

É possível plotar um gráfico $I(x)$ em função de x para um feixe monoenergético incidindo sobre uma certo material de coeficiente de atenuação linear μ igual a $0,347 cm^{-1}$.

⁵ Embora a interpretação geométrica das unidades de μ seja conveniente para interpretação dos cálculos e das probabilidades, ela "não deve ser tomada como literalmente verdadeira" ([EISBERG; RESNICK, 1979](#))

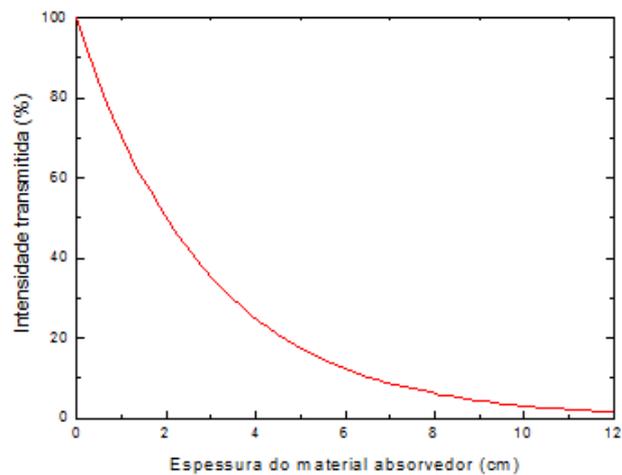


Figura 5 – Percentual de transmissão de energia de um feixe monoenergético previsto pela equação 1.16. Fonte: Acervo do autor.

O resultado apresentado na Fig. 5 é semelhante aos resultados experimentalmente obtidos por Hinson et al. (2008) para o feixe de fótons de 6 MV de alguns aceleradores lineares (apresentados na Fig. 6) e, corrobora portanto com o modelo teórico proposto através da equação 1.16.

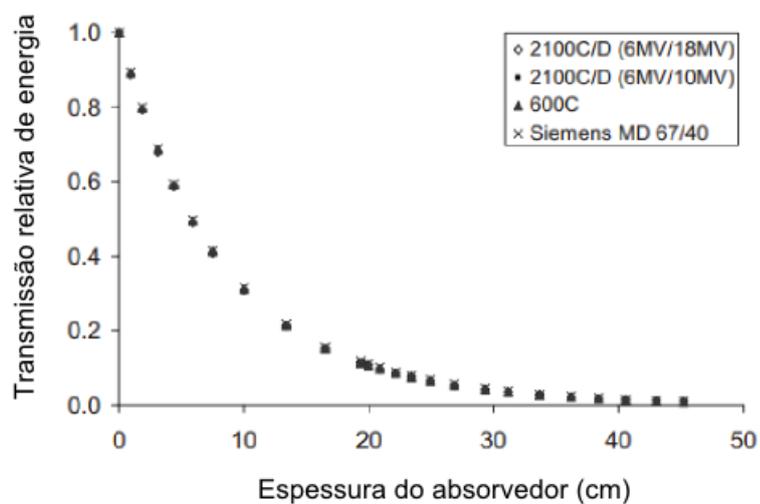


Figura 6 – Curvas de transmissão para quatro feixes de fótons de 6 MV. Figura adaptada de (HINSON et al., 2008).

1.5.5 Interação de fótons com a matéria

1.5.5.1 Fotodesintegração

A desintegração de fótons é um fenômeno que ocorre eminentemente para radiações de alta energia. A interação se caracteriza pela reação direta entre os fótons de alta energia e o núcleo atômico, podendo resultar na emissão de um ou mais núcleons. Na maioria dos casos, a desintegração de fótons tem como resultado a emissão de nêutrons pelo núcleo (KHAN, 2003). Um exemplo deste tipo de interação pode ocorrer durante o bombardeamento do ${}^{63}\text{Cu}$ com feixes de fótons:



1.5.5.2 Espalhamento coerente

O espalhamento coerente (ou espalhamento clássico) corresponde à absorção e re-emissão da radiação pelo átomo em uma direção diferente da de incidência (YOSHIMURA, 2009). No espalhamento coerente entende-se a radiação eletromagnética apenas em sua natureza ondulatória. Quando a radiação passa próxima a um orbital eletrônico, o fóton incidente fornece toda sua energia a um elétron oscilante quase-livre da atração coulombiana de seu núcleo. O átomo torna-se então excitado e libera este excesso emitindo um fóton de mesma frequência do absorvido mas em uma direção ligeiramente diferente (espalhamento). O balanço energético final da interação resulta em nenhuma absorção de energia pelo meio.

O espalhamento clássico pode ser visualizado quando a energia do fóton é suficientemente pequena diante dos efeitos quânticos ($h\nu \ll m_0c^2$) e quando os átomos da interação possuem um alto número atômico, isto é, elementos que possuem elétrons fracamente ligados.

Sendo este efeito dependente de radiações ionizantes de baixa energia, sua ocorrência mostra-se quantitativamente desprezível no universo clínico da radioterapia, que opera com feixes de alta energia.

Na literatura, é comum também encontrar a definição deste processo como espalhamento ou efeito Rayleigh (YOSHIMURA, 2009) (KHAN, 2003). Há ainda alguns autores que apresentam dois tipos diferentes de espalhamento coerente: o já mencionado Rayleigh e o espalhamento Thomson (PURDY, 2004). A diferença básica entre estes sub-tipos vem precisamente de qual espécie de partícula interage com a onda incidente. Se o fóton for espalhado pela interação com partículas livres, diz-se que houve um espalhamento coerente do tipo Thomson. Caso o espalhamento provenha da interação com uma carga ligada (como por exemplo os elétrons da molécula de nitrogênio), diz-se que houve um espalhamento coerente do tipo Rayleigh.

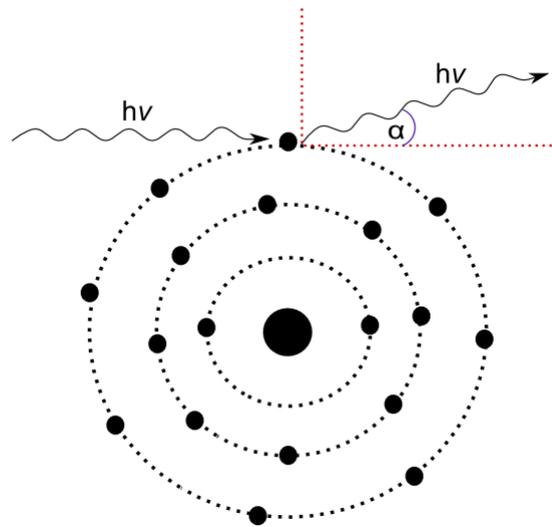


Figura 7 – Processo do espalhamento coerente. Fonte: Acervo do autor.

1.5.5.3 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico corresponde à emissão de elétrons de um determinado material devido a incidência de luz sobre sua superfície. No fenômeno, o fóton incidente é totalmente absorvido pelo meio e um elétron atômico é liberado para se mover no material. Este elétron ejetado é conhecido como fotoelétron.

No final do século XIX, Heinrich Hertz descobriu que uma descarga elétrica entre dois eletrodos ocorre mais facilmente quando se faz incidir sobre um deles luz ultravioleta. Posteriormente, outros cientistas aperfeiçoaram as conclusões de Hertz afirmando que a incidência de luz no experimento de fato provocava a liberação de elétrons da superfície do catodo. Quando Einstein instituiu a ideia da quantização de energia, ele firmou-se principalmente nas informações trazidas pelo experimento do Efeito fotoelétrico e supôs que os pacotes de energia (fótons) pudessem ser completamente absorvidos por um elétron no fotocátodo. Tendo o fóton incidente energia igual a $h\nu$, quando um fotoelétron for emitido, sua energia cinética será:

$$K = h\nu - E_l \quad (1.18)$$

onde E_l é a energia de ligação do elétron, em outras palavras o trabalho necessário para remover o elétron do potencial coulombiano atrativo em que ele se encontra.

É conveniente ressaltar que a energia cinética do elétron ejetado poderá ser ainda menor que a diferença indicada pela equação 1.18. Segundo [Eisberg e Resnick \(1979\)](#),

o elétron também poderá dispende energia com colisões internas no decurso de sua trajetória.

Depois que o elétron é ejetado do átomo, imediatamente surgirá uma vacância na camada eletrônica, deixando o átomo em estado excitado. Naturalmente, um elétron de uma camada mais externa ocupará a vacância deixada. Neste processo haverá emissão de raios X característicos com energia $h\nu$ igual a diferença energética entre os dois níveis quantizados. Nesta ocasião, poderá também surgir um outro fenômeno de grande interesse em interações fotônicas, a *emissão do elétron de Auger*. As emissões destes elétrons acontecem quando os raios X característicos emitidos na eletrosfera são absorvidos por elétrons na mesma eletrosfera resultando na emissão de elétrons monoenergéticos.

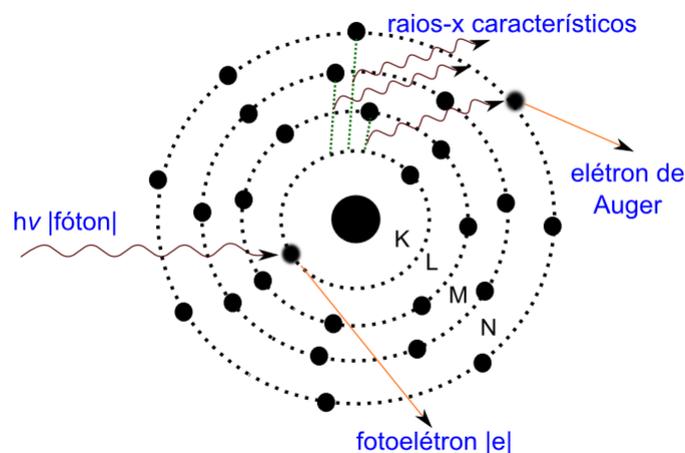


Figura 8 – Esquematização do efeito fotoelétrico. Fonte: Acervo do autor.

Os átomos que constituem os tecidos moles do corpo humano, têm a camada eletrônica K com energia de ligação tipicamente próxima dos $0,5 \text{ keV}$, resultando em emissões de raios X característicos que são pouco penetrantes e por isso considerados localmente absorvidos. Além disso, como será discutido mais tarde, estas emissões características, por serem de baixa energia também oferecerão minuciosas consequências nos sistemas biológicos (HALL; GIACCIA, 2012) (KHAN, 2003).

Por outro lado, caso os átomos do material absorvedor em questão possuam alto número atômico e a irradiação incidente seja de alta energia, os raios X característicos serão por sua vez também muito significativos e poderão alcançar distâncias maiores que a do fotoelétron.

A probabilidade da ocorrência de uma reação fotoelétrica depende da energia do fóton e pode ser verificada esquematicamente através de um gráfico do coeficiente de

atenuação de massa (μ/g) *versus* a energia do fóton. Os valores do coeficiente de absorção para diversos elementos, moléculas e misturas podem ser encontrados na literatura. Para a elaboração das curvas seguintes, utiliza-se os dados oferecidos pelo aplicativo X-COM ⁶, disponibilizado pelo NIST (National Institute of Standards and Technology).

No gráfico apresentado na Fig. 9, é possível ver a probabilidade de ocorrência do Efeito fotoelétrico para a água e outros materiais.

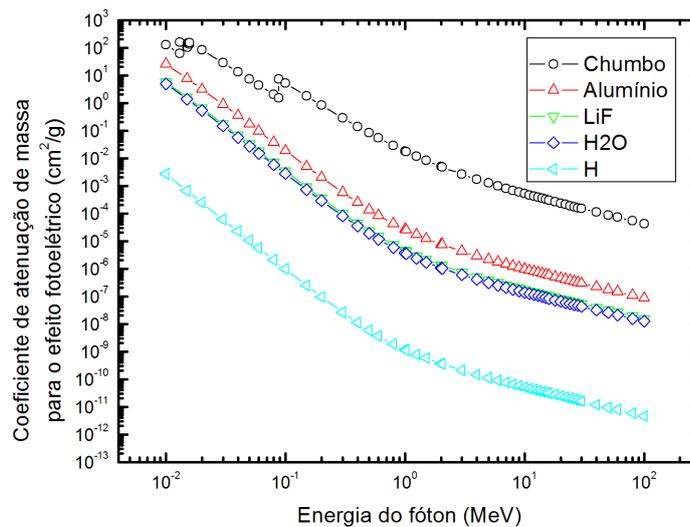


Figura 9 – Gráfico do coeficiente de atenuação de massa (τ/ρ) *versus* a energia do fóton para vários materiais. Fonte: Acervo do autor.

Analisando o gráfico, é possível observar algumas descontinuidades na curva de atenuação atribuída ao chumbo. Estes comportamentos descontínuos se situam nas zonas de absorção, que correspondem quantitativamente a energia de ligação das camadas eletrônicas L e K. Na prática, quando um fóton adquire energia igual a energia que mantém os elétrons ligados em um determinado orbital, ocorrerá a ressonância deste elétron fazendo-o oscilar entre níveis quânticos permitidos. Esta ressonância confere à curva de atenuação uma grande probabilidade de absorção do fóton pelo elétron, elevando a curva característica descontinuamente.

1.5.5.4 Efeito Compton

Introduzido e estudado por Arthur Compton em 1922-1923, o efeito ou espalhamento Compton se caracteriza pela interação de um fóton com um elétron fracamente ligado ao

⁶ Disponível em <<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>>. Acesso em 13 de Novembro de 2017

átomo. Neste processo, o elétron recebe uma parcela da energia trazida no fóton incidente, sendo ejetado do átomo com um ângulo θ . O fóton, por sua vez, ao perder sua energia é espalhado em um ângulo ϕ . Fig. 10.

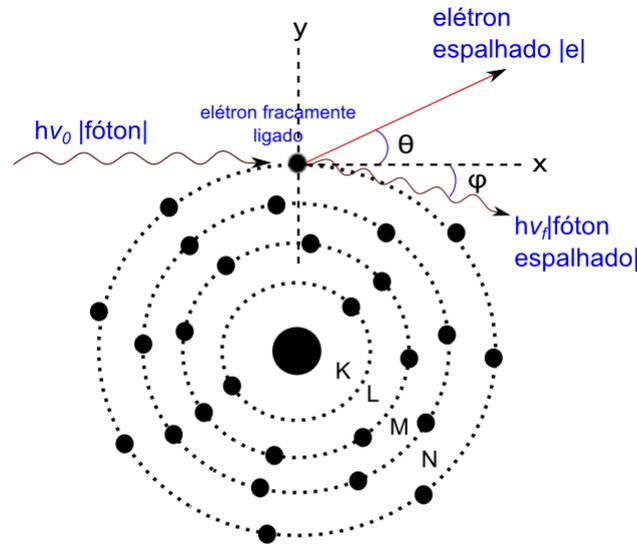


Figura 10 – Esquematização do efeito Compton. Fonte: Acervo do autor.

Uma análise sistemática do efeito Compton pode ser feita através do formalismo da conservação de energia e momento de duas partículas que se chocam. Considerando a natureza dual da matéria e evocando a mecânica relativística, pode-se associar a energia total de uma partícula em termos de sua massa de repouso m_0 e sua velocidade v (1.19).

$$E = \frac{m_0 c^2}{\sqrt{1 - v^2/c^2}} \quad (1.19)$$

No entanto, é sabido que o fóton é uma partícula com massa de repouso nula e cuja a energia relativística total E é inteiramente cinética. O momento de um fóton pode ser calculado da relação geral entre a energia relativística total E , o momento p , e a massa de repouso m_0 pela previsão trazida por Dirac:

$$E^2 = c^2 p^2 + (m_0 c^2)^2 \quad (1.20)$$

Mas, para um fóton é presumível que a dada equação se resumirá ao primeiro termo por ser nula sua massa de repouso m_0 . Tem-se então:

$$p = \frac{E}{c} = \frac{h\nu}{c} = \frac{h}{\lambda} \quad (1.21)$$

Aplicando a lei de conservação do momento do sistema apresentado na Fig. 10, obtêm-se:

$$p_0 = p_f \cos \theta + p \cos \varphi \quad (1.22)$$

e

$$p_f \sin \theta = p \sin \varphi \quad (1.23)$$

Onde p_0 , p_f e p são respectivamente o momento do fóton incidente, o momento do fóton espalhado e o momento do elétron espalhado.

Uma manipulação algébrica elevando as equações 1.22 e 1.23 e somando-as, resulta em:

$$p_0^2 + p_f^2 - 2p_0p_f \cos \theta = p^2 \quad (1.24)$$

Se for considerada a conservação da energia total do sistema, ter-se-à:

$$E_0 + m_0c^2 = E_f + K + m_0c^2 \quad (1.25)$$

logo

$$E_0 - E_f = K \quad (1.26)$$

Onde E_0 , E_f e K são respectivamente as energias do fóton incidente, do fóton espalhado e do elétron espalhado.

De acordo com 1.21, a equação 1.26 pode ser escrita como:

$$c(p_0 - p_f) = K \quad (1.27)$$

Fazendo $E = K + m_0c^2$ em 1.20, tem-se:

$$(K + m_0c^2)^2 = c^2p^2 + (m_0c^2)^2 \quad (1.28)$$

Manipula-se a equação acima para encontrar

$$p^2 = \frac{K^2}{c^2} + 2Km_0 \quad (1.29)$$

Substituindo p^2 de 1.24 e K de 1.27 na expressão acima, chega-se a:

$$(p_0 - p_f)^2 + 2m_0c(p_0 - p_f) = p_0^2 + p_f^2 - 2p_0p_f \cos \theta \quad (1.30)$$

que pode ser reduzida a

$$m_0c(p_0 - p_f) = p_0p_f(1 - \cos \theta) \quad (1.31)$$

ou

$$\frac{1}{p_f} - \frac{1}{p_0} = \frac{1}{m_0c}(1 - \cos \theta) \quad (1.32)$$

Multiplicando a equação acima por h e utilizando a igualdade $p = h/\lambda$, tem-se a *equação de Compton*:

$$\lambda_f - \lambda_0 = \frac{h}{m_0c}(1 - \cos \theta) \quad (1.33)$$

Manipulando algebricamente a equação de Compton e trocando o termo λ por c/ν , tem-se:

$$\frac{c}{\nu_f} = \frac{h}{m_0c}(1 - \cos \theta) + \frac{c}{\nu_0} \quad (1.34)$$

logo

$$\frac{c}{\nu_f} = \frac{h\nu_0(1 - \cos \theta)m_0c^2}{m_0c} \quad (1.35)$$

Evidenciando as energias $h\nu_f$ e $h\nu_0$ do fóton, é possível escrever a equação anterior assim:

$$h\nu_f = h\nu_0 \frac{m_0c^2}{h\nu_0(1 - \cos \theta) + m_0c^2} \quad (1.36)$$

ou ainda

$$h\nu_f = h\nu_0 \frac{1}{\frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos \theta) + 1} \quad (1.37)$$

A equação anterior (1.37) fornece a energia do fóton espalhado do Efeito Compton. Pode-se também encontrar analiticamente a energia do elétron espalhado pelo fóton incidente. Tomando 1.37 e substituindo em 1.26, obtem-se:

$$K = h\nu_f - h\nu_0 \frac{1}{\frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos \theta) + 1} \quad (1.38)$$

Rearranjando um pouco os termos da equação, alcança-se finalmente:

$$K = h\nu_0 \frac{\frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)}{\frac{h\nu_0}{m_0c^2}(1 - \cos\theta) + 1} \quad (1.39)$$

que representa a energia do elétron espalhado em um ângulo θ pelo fóton incidente, conforme ilustrado na Fig. 10.

Diferente do efeito fotoelétrico, cuja ocorrência depende de um fóton incidente com energia igual ou ligeiramente maior que a do elétron interagente, no espalhamento Compton faz-se necessário que a energia do fóton em choque seja bem maior que a do elétron. Desta forma, a partir do emprego de fótons de energias maiores que a energia de ligação do elétron, tem-se um aumento da probabilidade de ocorrência do efeito Compton e um decréscimo da probabilidade da interação fotoelétrica. No entanto, conforme a Fig. 11, a continuação do aumento da energia incidente concorre também para uma diminuição da probabilidade da interação Compton para dar lugar a outra supremacia fenomenológica.

Como o efeito Compton envolve fundamentalmente elétrons fracamente ligados em um material absorvente, ele torna-se independente do número atômico Z do material em questão (KHAN, 2003) (PURDY, 2004) (HALL; GIACCIA, 2012). Por esta razão o coeficiente de atenuação de massa para o efeito Compton (σ_{inc}/ρ) é independente de Z é dependente apenas do número de elétrons por grama. Apesar disso, o número de elétrons por grama dos elementos diminui sutilmente com o número atômico e portanto é válido considerar a maioria dos materiais, excetuando o hidrogênio, com aproximadamente o mesmo número de elétrons por grama, isto é, o valor σ_{inc}/ρ mantém-se o mesmo para todos os materiais (KHAN, 2003), conforme Fig. 11.

Na literatura, o termo *densidade eletrônica* tem sido utilizado para definir tanto o número de elétrons por grama como o número de elétrons por centímetro cúbico. Embora aparentemente se dirijam a mesma natureza, as duas grandezas em questão são essencialmente diferentes. A densidade eletrônica relativa a quantidade de elétrons por grama apresenta, como já foi ressaltado, valores semelhantes para quase todos os elementos, no entanto, a densidade eletrônica entendida como o número de elétrons contido em volume padrão possui significativa diferença para diversos materiais. Um exemplo pode ser trazido da atenuação provocada pelo tecido ósseo e por um tecido mole no corpo humano. Nesta situação, ambos tecidos apresentam quase a mesma atenuação por g/cm^2 , por outro lado, a atenuação provocada por 1 *cm* de osso é maior que atenuação propiciada por 1 *cm* de tecido mole.

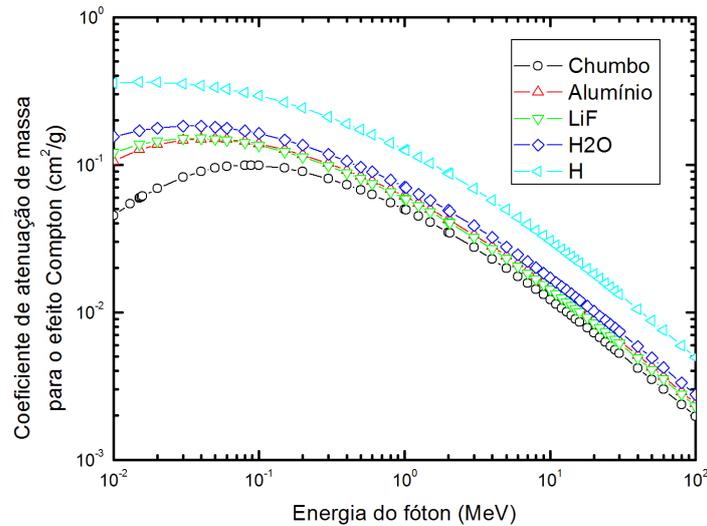


Figura 11 – Gráfico do coeficiente de atenuação de massa (σ_{inc}/ρ) versus a energia do fóton para diversos materiais. Fonte: Acervo do autor.

1.5.5.5 Produção de pares

A produção de pares é um processo de interação caracterizado pela colisão de um fóton de alta energia com o núcleo, convertendo toda a energia do fóton absorvido em massa de repouso e energia cinética, criando subitamente um par elétron-pósitron ⁷. A produção de pares é também um notável exemplo da conversão de energia em massa e vice-versa ⁸, conforme previsto por Einstein em ($E = m_0c^2$).

Este fenômeno é constatado quando a energia do fóton é maior que 1,022 MeV, isto é, maior que o dobro da energia referente a massa de repouso do elétron (0,511 MeV). Neste caso, o limiar para o aparecimento desta interação será 1,022 MeV. Caso o fóton incidente tenha energia superior a este limiar, a energia restante será distribuída entre os pares em forma de energia cinética.

Explorando um pouco mais as contribuições trazidas pela mecânica quântica e relativística, a produção de pares pode ser interpretada como a transição de um elétron de um estado de energia total negativa para um estado de energia total positiva. A diferença de energia entre estes dois estados é a energia do fóton incidente, que é absorvido. A lacuna

⁷ O Pósitron é uma partícula que tem todas as propriedades de um elétron, exceto o sinal de sua carga e do seu momento magnético (oposto ao do elétron)

⁸ A aniquilação de pares é um fenômeno de conversão de massa em energia. Um exemplo conveniente pode ser visto quando há a colisão entre um pósitron e um elétron, produzindo dois fótons com energia de 0,511 MeV, ejetados em direções opostas (para que seja satisfeita também a conservação do momento).

de um elétron no conjunto de estados de energia negativa é observada como um pósitron (YOSHIMURA, 2009). Embora o evento ocorra normalmente através da interação de fótons com o núcleo, é possível também que aconteça via interação com qualquer partícula carregada, inclusive os elétrons (YOSHIMURA, 2009).

A Fig. 12 ilustra o processo de produção e aniquilação de pares. Em **A**, o fóton incidente de energia maior que 1,02 MeV interage fortemente com o núcleo atômico e desaparece. Em seu lugar surgem um elétron (e^-) e um pósitron (e^+) que tendem a descrever trajetórias elípticas (EISBERG; RESNICK, 1979). Em **B**, o pósitron que emergiu na produção de pares pode colidir com um elétron qualquer. Em uma possível aniquilação elétron-pósitron, as duas partículas desaparecem dando lugar a dois fótons de energia 0,51 MeV que desenvolvem trajetórias em direções opostas. As dimensões dos constituintes e dos fenômenos atômicos representados na figura não estão fiéis as proporções reais.

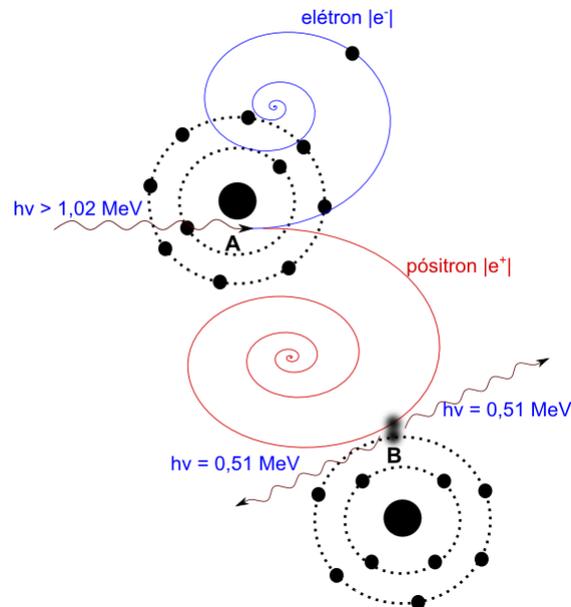


Figura 12 – Esquemática da produção e aniquilação de pares. Fonte: Acervo do autor.

A produção de pares é um fenômeno dependente da interação com o núcleo atômico. É esperado intuir que a probabilidade da ocorrência deste tipo de evento será proporcional ao número atômico do elemento que constitui um material absorvedor. Mais precisamente, o coeficiente de atenuação para a produção de pares será proporcional ao quadrado do número atômico ($\kappa \propto Z^2$). Além disso, conforme já foi explicitado, será grande a probabilidade do efeito caso a energia dos fótons incidentes supere 1,02 MeV.

Analogamente às outras interações citadas, foi elaborado um gráfico da seção de choque da produção de pares para vários materiais diferentes, Fig. 13.

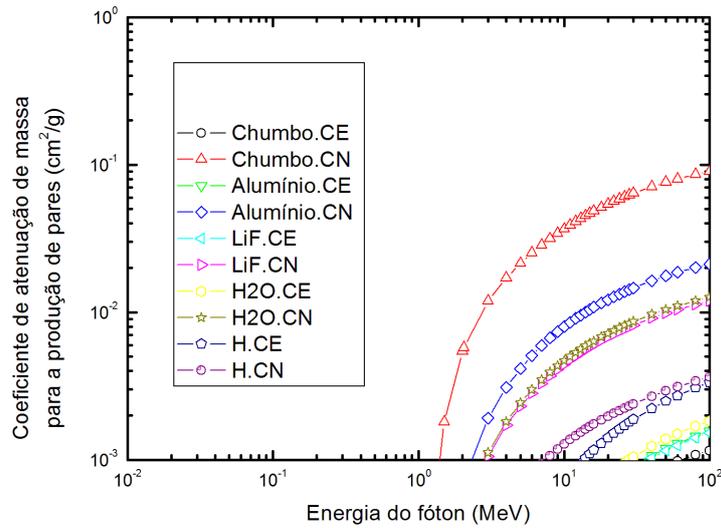


Figura 13 – Gráfico do coeficiente de atenuação de massa para a produção de pares (κ/ρ) versus a energia do fóton para diversos materiais. Fonte: Acervo do autor.

1.5.5.6 Importância relativa dos vários tipos de interações e atenuação total de uma absorvedor

O coeficiente de atenuação total de um dado material corresponde a soma de todos os coeficientes parciais relativos a cada processo de interação. Pode-se portanto escrever:

$$Total(\mu/\rho) = FtEle(\tau/\rho) + Coer(\sigma_{coer}/\rho) + Compt(\sigma_{inc}/\rho) + Pares(\kappa/\rho) \quad (1.40)$$

Considerando a prevalência dos efeitos apresentados em função da energia, sabe-se que as interações coerente ⁹ e fotoelétrica são mais prováveis para baixas energias. Portanto, o alto coeficiente de atenuação total em baixas energias é ocasionado pela expressiva contribuição do espalhamento fotoelétrico. À medida que as energias dos fótons incidentes cresce, o coeficiente de atenuação total cai. Isto se explica fundamentalmente pela superação das energias de ligação dos elétrons, tornando as interações fotoelétricas mais improváveis e fazendo prevalecer as interações do tipo Compton. Na faixa de predominância do Efeito Compton, vê-se pouca diferença entre as curvas dos materiais representados na Fig. 14, ratificando a diminuta dependência do número atômico para este fenômeno. O coeficiente de atenuação total continuará a diminuir até o momento em que a energia dos fótons incidentes atingir o limiar de 1,022 MeV. Neste ponto, a produção de pares passará

⁹ Conforme apontado em 7, o espalhamento coerente é percebido para fótons com $h\nu < 10keV$. Por este motivo, para o contexto da Radioterapia, de energias na faixa de MeV, este tipo de espalhamento pode ser desconsiderado.

a ter importância e elevará a probabilidade de atenuação total. É notável a proximidade do comportamento das curvas da água (H₂O) com o fluoreto de Lítio (LiF).

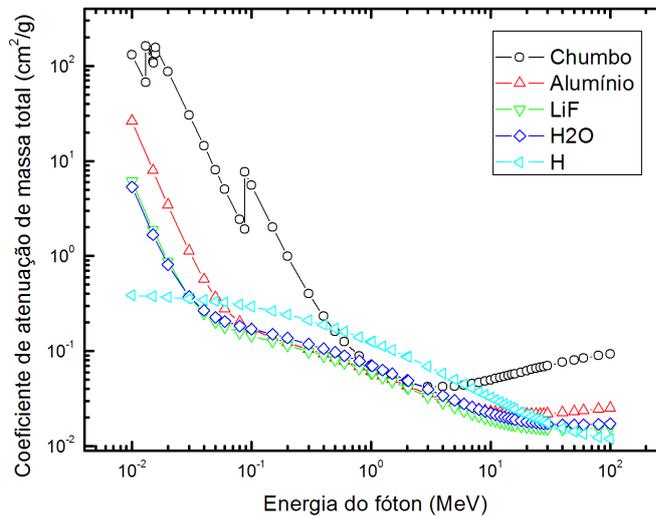


Figura 14 – Coeficiente de atenuação de massa total (μ/ρ) versus energia do fóton para diversos materiais. Fonte: Acervo do autor.

1.6 Dosimetria

São diversas as ferramentas dosimétricas disponíveis atualmente para avaliar as radiações ionizantes. Dentro desta vasta sorte de instrumentos, a dosimetria do estado sólido apresenta-se desde algumas décadas como uma das mais utilizadas e vantajosas. Segundo Fowler (1963), os dosímetros do estado sólido apresentam três grandes razões que justificam a sua utilização:

1. Possuem alta densidade, cerca de 800 a 4000 vezes mais átomos por cm^3 que o ar;
2. As alterações induzidas pela radiação incidente podem persistir por um determinado período, possibilitando a avaliação da dose depois de algum tempo após a absorção;
3. Podem exibir alterações visíveis úteis para a localização dos feixes ionizantes como também apresentar variações espaciais da dose absorvida.

Neste trabalho, foi desenvolvido um estudo a partir das informações obtidas com o uso de três métodos dosimétricos: Os dosímetros termoluminescentes; os filmes

radiocrômicos e a dosimetria por simulação computacional. O primeiro e o segundo dos sistemas descritos compõem o grande grupo da dosimetria do estado sólido e, nas subseções seguintes(1.6.1 e 1.6.3) serão explorados com maior precisão.

1.6.1 Dosimetria termoluminescente

A termoluminescência(TL) é, simplificada, a luz emitida por alguns materiais previamente expostos à radiação ionizante, quando aquecidos (YUKIHARA, 2001).

Desde a antiguidade, a emissão de luz proveniente de diversos materiais tem alavancado interesse científico. Da natureza luminescente de alguns microrganismos ao fulgor exibido por minerais aquecidos, os fenômenos luminescentes sempre ganharam prestigiosa atenção da literatura clássica e foram relatados em boa quantidade por muitos autores.

Com o avançar do ferramental técnico-científico e com a construção intermitente do conhecimento vinda da comunidade científica, os fenômenos luminescentes foram pouco a pouco mais compreendidos e devidamente separados, de acordo com a natureza de cada fenômeno conhecido. É possível citar a incandescência, a fluorescência e a fosforescência como alguns processos que, tal como a TL, são capazes de emitir luz. Atualmente, a TL constitui-se como um grande método de verificação de dose usado na radioterapia, agregando importância ao controle de qualidade para o tratamento, calibração de aparelhos específicos e estudo dos efeitos da radiação em regiões de grande instabilidade eletrônica, como por exemplo a pele. Além disso, a dosimetria TL também se estende com grande utilidade à dosimetria ambiental, monitoramento pessoal e industrial.

De acordo com Maurício (1998), a termoluminescência é essencialmente um processo composto por dois estágios fundamentais. O primeiro estágio é caracterizado pela exposição de um material à radiação ionizante, passando de seu estado de equilíbrio para um estado metastável. No segundo estágio, o material sofre uma relaxação termo-estimulada e retoma o equilíbrio, emitindo luz.

A importância da termoluminescência na Medicina reside no fato de que a quantidade de luz emitida pelo material irradiado é proporcional à quantidade de energia por unidade de massa que foi absorvida(dose) pelo mesmo. A intensidade de luz emitida pode ser correlacionada a dose após um processo de calibração. A curva de intensidade de luz emitida em função da temperatura é denominada curva de emissão luminescente termoestimulada ou simplesmente termoluminescente. Portanto, conforme afirma Rivera (2012), sob condições favoráveis, usando uma apropriada calibração, torna-se possível avaliar com precisão a dose proporcionada por um campo de radiação.

Existem vários materiais termoluminescentes disponíveis para aplicações em dosimetria e outros tantos em desenvolvimento para melhor servirem as demandas exigidas

por cada aplicação. Os cristais em voga mais notáveis são o Fluoreto de Lítio dopado com magnésio e titânio ($LiF : Mg, Ti$), o óxido de alumínio dopado com carbono ($Al_2O_3 : C$), o borato de Lítio ($Li_2B_4O_7$) e o Fluoreto de cálcio (CaF_2).

1.6.1.1 Princípios da dosimetria termoluminescente

A dosimetria termoluminescente é baseada na capacidade de alguns sólidos absorverem e armazenarem energia proveniente das radiações ionizantes, a qual após aquecimento é emitida em forma de radiação eletromagnética localizada principalmente na faixa espectral da luz visível (RIVERA, 2012). Muitos modelos teóricos tem sido postulados com o intuito de explicar o fenômeno, no entanto, de acordo com os autores Rivera (2012) Khan (2003), esses modelos ainda não são totalmente precisos.

Um modelo qualitativo que recorrentemente é relatado pela literatura ao descrever o processo termoluminescente é o modelo de bandas eletrônicas (EBM - do inglês *electronic band model*) dos semicondutores ou dielétricos em equilíbrio termodinâmico.

Em um átomo simples, os elétrons ocupam necessariamente os níveis discretos de energia. Em uma rede cristalina, por outro lado, os níveis eletrônicos de energia são perturbados pelas mútuas interações entre os átomos e seus constituintes, dando origem ao conceito de banda de energia. A banda de valência (BV), diz respeito aos níveis de energia situados abaixo do nível de Fermi, onde em uma situação com temperatura absoluta, teria todos seus níveis preenchidos por elétrons da rede. A chamada banda de condução (BC), retrata os níveis permitidos acima do nível de Fermi. Nesta região os elétrons se encontram livres para se movimentar pelo material cristalino.

Obviamente, o zero absoluto é apenas um recurso didático para facilitar a compreensão da organização das bandas no modelo EBM. A probabilidade de ocupação dos níveis por cada elétron contido em um material será governada pela função de distribuição de Fermi-Dirac, dependente da temperatura do sistema. Logo, alguns elétrons podem adquirir energia para atravessar a faixa de energia proibida, conhecida como banda proibida (BP), e alcançar a banda de condução.

A zona proibida, como o próprio nome induz a pensar, é despovoada de elétrons em materiais ideais, seja qual for a temperatura. Não obstante isso, a introdução de impurezas na preparação de um material cristalino causa defeitos à rede cristalina e quebras na periodicidade e na simetria do potencial coulombiano entre os íons da rede, criando níveis permitidos de energia na banda antes proibida (armadilhas de energia (KHAN, 2003)), chamados também de estados metaestáveis.

Conforme ilustrado na Fig. 15, quando um material é irradiado, alguns dos elétrons da BV recebem energia suficiente para alcançar a BC. Uma vacância é então criada na BV, chamada de buraco. O elétron da BC e o buraco criados a partir da irradiação se movem

independentemente através de suas respectivas bandas e tornam-se suscetíveis a serem atraídos pelo potencial coulombiano criado pelos estados metastáveis (armadilhas) ou podem retornar ao seu estado fundamental, isto é, aquele que era ocupado antes da irradiação. Se houver uma emissão instantânea de luz devido a estas transições, há a fluorescência. Se o elétron "armadilhado" precisar de energia para sair da armadilha e cair na banda de valência, a emissão de luz referente a este processo chama-se fosforescência (fluorescência atrasada). Se, no entanto, a fosforescência à temperatura ambiente é sobremaneira lenta, mas podendo ser acelerada com um moderado aquecimento ($\sim 300C$), acontece então o fenômeno termoluminescente. Em materiais termoluminescentes, portanto, a energia necessária para liberar os elétrons ou buracos deve ser significativamente superior a energia térmica ambiente, uma vez que estes são estáveis a temperatura ambiente.

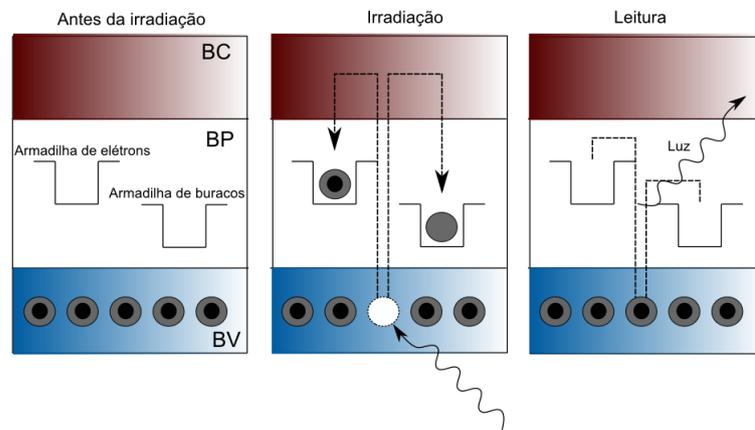


Figura 15 – O mecanismo, segundo o modelo de bandas eletrônicas, do fenômeno termoluminescente. Fonte: do Autor.

A temperatura dita de leitura é então a quantidade térmica necessária para fazer com que haja a recombinação dos pares elétron-buraco emitindo luz. No entanto, é provável que existam algumas armadilhas que não sejam totalmente "despovoadas" porque dependem de uma temperatura superior àquela pela qual foi feita a leitura. Para tanto, o material termoluminescente pode voltar a sua condição inicial através de um tratamento térmico combinado com várias temperaturas para promover que todos os pares elétrons-buracos se recombinem.

1.6.1.2 Curva de emissão termoluminescente

Segundo [McKeever, Moscovitch e Townsend \(1995\)](#), existem vários mecanismos de recombinação entre os pares elétron-buraco. Estes mecanismos, embora de grande importância para credibilidade dos modelos teóricos, não serão explorados aqui. Qualquer

que seja este mecanismo, a probabilidade de emissão termoluminescente aumenta com o aumento da temperatura devido ao aumento do número de cargas livres liberadas, de acordo com a equação seguinte:

$$p(T) = s(T)e^{-E_a/kT} \quad (1.41)$$

onde $s(T)$ é um termo fracamente dependente da temperatura, denominado fator de frequência. Este fator está relacionado com a frequência de vibração da rede no local e com a mudança de entropia associada à liberação da carga (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995). Desta forma, o aumento da temperatura implica no aumento da probabilidade do elétron ter energia suficiente para ser liberado para a banda de condução. Na BC, o elétron pode: ficar livre para voltar à mesma armadilha; ser capturado em outro estado localizado; ou ainda se recombinar em buracos. Este último processo pode ocorrer com a emissão de energia eletromagnética (luz) ou ainda resultar na emissão dos fônons¹⁰ (emissão não radiativa).

Sendo a recombinação de pares elétron-buraco acompanhada de emissões eletromagnéticas visíveis, observa-se uma curva de emissão termoluminescente. Cada material, com suas especificidades estruturais, apresenta armadilhas em diferentes energias dentro da BP. Este fato concorre para que a curva de emissão TL seja característica para cada material em questão, exibindo seus picos de emissão em temperaturas específicas.

A curva de emissão TL é frequentemente apresentada na literatura em termos da intensidade TL em função de temperatura. A maioria dos aparelhos leitores de materiais TL se baseiam no aquecimento gradual simultâneo ao registro da emissão de luz. Conforme já foi afirmado acima, a quantificação da luz emitida pelo material TL é então o subsídio fundamental para conhecer a dose absorvida por ele. Na Fig. 16 está ilustrado uma curva característica de um material TL utilizado neste trabalho, o LiF:Mg,Ti (TLD-100). Os picos de emissão visíveis estão associados a uma determinada armadilha presente no material.

¹⁰ O fônon é na mecânica quântica um quantum de vibração em um retículo cristalino rígido. Podem ser resumidamente comparados a um tipo especial de movimento vibratório.

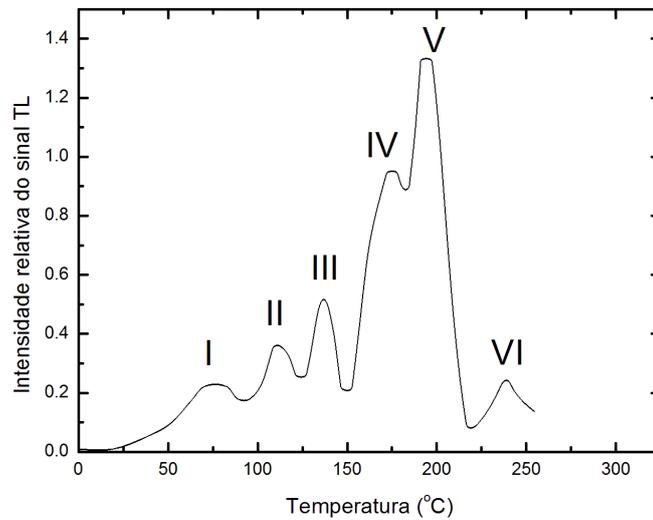


Figura 16 – Curva esquemática de emissão do LiF:Mg,Ti(TLD-100) depois de ter sido irradiado. Fonte: do Autor.

Com o propósito de alcançar uma modelagem matemática da termoluminescência condizente com as observações empíricas, muitos métodos foram e continuam sendo introduzidos na literatura. O mais conhecido destes é o modelo de Randall e Wilkins, que se constitui simplificando a probabilidade de alguns efeitos plausíveis para a TL. Não obstante tais simplificações, o modelo é normalmente suficiente para descrever o comportamento da maioria dos materiais TL comerciais, na faixa de dose e temperatura usuais em dosimetria (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995). No desenvolvimento do modelo também foi considerada uma cinética de primeira ordem, isto é, partindo da condição de que o rearmadilhamento dos portadores de carga ocorram raramente, não apresentando uma contribuição importante ao fenômeno. A equação 1.42 é o modelo desenvolvido por Randall e Wilkins (1945) que relaciona a intensidade TL com a temperatura.

$$I_{TL} = \phi n_0 s e^{-\frac{E}{kT}} e^{-\frac{s}{\beta} \frac{T}{T_0}} \int e^{-\frac{E}{k\theta}} d\theta \quad (1.42)$$

onde β é a taxa de aquecimento constante e n_0 o número de armadilhas ocupadas na temperatura T_0 .

1.6.2 Detectores Termoluminescentes

Embora existam uma infinidade de materiais termoluminescentes disponíveis, a utilização destes como dosímetros depende do cumprimento de alguns critérios essenciais

para a confiabilidade dos resultados que por eles sejam alcançados. Esses requisitos estão apresentados simplificadamente abaixo:

- **Acurácia.** A Acurácia das medidas dosimétricas corresponde a proximidade entre o valor esperado e o "valor verdadeiro" da grandeza medida (RIVERA, 2012)
- **Precisão.** A precisão dosimétrica é um termo relacionado as incertezas da metodologia de medição e pode ser avaliada a partir da qualidade estatística de repetidas medições.
- **Homogeneidade do lote de dosímetros.** A homogeneidade do lote diz respeito ao controle de qualidade de um novo lote de dosímetros virgens. Geralmente, todos dosímetros virgens são irradiados com uma dose conhecida de uma fonte de radiação calibrada. Os valores são expressos com o respectivo desvio padrão da resposta média TL depois de analisar cada dosímetro do lote. Qualquer amostra fora dos limites de tolerância devem ser rejeitados (RIVERA, 2012).
- **Resposta TL proporcional a dose.** A resposta com a dose é definida como a intensidade do sinal TL medido em função da dose absorvida. O material dosimétrico ideal deve apresentar uma resposta linear numa grande faixa de doses. Segundo a publicação número 73 da ICRP (em inglês *International Commission on Radiological Protection.*), a resposta TL em função da dose não deve variar mais do que 3% na faixa de 0,5 mSv a 1 Sv para dosimetria médica.
- **Baixo desvanecimento.** Se o sinal de uma amostra TL é instável com o tempo, isto é, se sua resposta TL diminui com o tempo após a irradiação, diz-se que o sinal desvanece. O desvanecimento ou *fading* pode ter várias causas (umidade, exposição a luz (RIVERA, 2012)), mas a principal é térmica (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995). A estabilidade do sinal é uma importante consideração para a escolha de um dosímetro (RIVERA, 2012).
- **Alta sensibilidade, mesmo que para pequenas doses.** A Sensibilidade termo-luminescente pode ser definida como a resposta TL por unidade de dose absorvida. A sensibilidade TL depende de muitos fatores, como o tipo e a concentração de ativadores, o sistema de leitura, taxa de aquecimento, etc. É apropriado ressaltar que a definição de sensibilidade TL é dada em termos da sensibilidade do TLD-100, dosímetro TL utilizado neste trabalho. A sensibilidade do TL é tida como unitária (1) e a dos demais é encontrada segunda a relação:

$$S(D) = \frac{F(D)}{F(D)_{TLD-100}} \quad (1.43)$$

onde $S(D)$ é a sensibilidade de um material qualquer em função da dose e $F(D)$ a função resposta com a dose.

- **Boa reprodutibilidade.** A reprodutibilidade de um dosímetro indica quão precisas são as medidas realizadas pelo material. Obtém-se a reprodutibilidade analisando o desvio-padrão de uma série de repetições de radiações sob as mesmas rigorosas condições. Quanto menor o desvio-padrão, maior a precisão e, conseqüentemente, maior a reprodutibilidade (MATSUSHIMA, 2010).
- **Boa dependência energética.** Para que seja possível conhecer e verificar as doses absorvidas no paciente, é essencial conhecer a dependência da resposta dos dosímetros com a energia da radiação incidente (BARSANELLI, 2006). A dependência energética é uma grandeza muito importante na dosimetria médica (RIVERA, 2012). Portanto, é essencial que a absorção e a dispersão da radiação no dosímetro aconteça de modo similar a que acontece no material em que o dosímetro está inserido. Neste trabalho, um bom dosímetro precisa ter dependência energética quase uniforme para todo o espectro de energia do feixe do acelerador linear utilizado.

1.6.2.1 O TLD-100

O TLD-100, nome comercial¹¹ do fluoreto de Lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), é um dos materiais TL mais utilizados em dosimetria no âmbito da Radioterapia. Conforme escreve Rudén (1976), seu uso em aplicações médicas é muito recomendável pelo fato de se conseguir alcançar precisões clínica melhores que $\pm 5\%$ com as medidas feitas.

O TLD-100 está disponível em várias formas e tamanhos, desde bastões, discos e pastilhas a exemplares em pó. O fluoreto de lítio possui um número atômico efetivo igual 8,2, bem próximo dos 7,4 referentes aos tecidos moles (KHAN, 2003). Este fato é importante para se perceber a qualidade da equivalência dos TLD-100 ao tecido humano.

A preparação destes cristais torna-se possível a partir dos métodos de Czochralski e Stockbarger-Bridgman (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995). A construção do TLD-100 em formato de chip ($3, 2 \times 3, 2 \times 0, 9 \text{ mm}^3$) pode se dar tanto por sinterização como por extrusão dos cristais através de uma cápsula retangular a 700C e aproximadamente $3,5 \times 10^8$ Pa. O modelo mais sensível de LiF:Mg,Ti é obtido com aproximadamente 180 ppm Mg^{2+} e 10 ppm de Ti^{4+} . Algumas amostras contém várias ppm de íons OH^- como impureza adicional. O TLD-100 consiste de Lítio em sua abundância isotópica natural (7,5 % de 6Li e 92,5 % de 7Li) (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995). A estrutura cristalina do LiF está representada na Fig. 17.

¹¹ O LiF:Mg,Ti é comercializado atualmente pela Harshaw Chemical Company Inc., USA. O dosímetro foi desenvolvido pela empresa em parceria com Cameron.

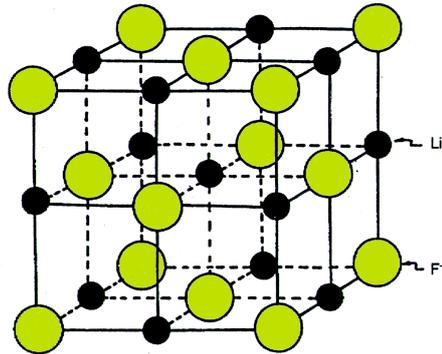


Figura 17 – A estrutura cristalina do LiF, mostrando duas redes cristalinas cúbicas de face centrada (fcc, do inglês *face-centered cubic*), uma para os íons Li^+ e outra para os íons F^- . Fonte: (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995).

Na tabela 2 estão elencadas algumas das importantes propriedades do LiF:Mg,Ti. Além da equivalência ao corpo humano, estes dosímetros são altamente recomendados para Radioterapia porque:

- Possuem alta sensibilidade num amplo intervalo de dose;
- Podem ser encontrados em diferentes formas e tamanhos;
- Podem ser reutilizados inúmeras vezes, reduzindo consideravelmente os custos de uma dosimetria a partir destas ferramentas;
- São relativamente baratos ;
- Alto grau de exatidão e precisão nas medidas;
- Baixa dependência energética (30 % para fótons com $E \approx 40$ KeV e nenhuma para $E > 100$ KeV).

Por outro lado, é conveniente também considerar as desvantagens:

- Alto custo para aquisição da instrumentação de preparo e leitura dos TLD's;
- A sensibilidade varia com o tempo após a irradiação;
- A obtenção do resultado não é imediata, isto é, a avaliação do valor da dose só é tido após a leitura. Alguns dosímetros de Radioterapia, como por exemplo o *Mosfet*, já permitem este tipo de avaliação imediata;

- Apresentam desvanecimento, embora a variação seja pequena, conforme a tabela 2;
- Apresentam sensibilidade a luz e à umidade, o que prejudica alguns processos de calibração que utilizam objetos simuladores com água (altamente equivalente aos tecidos moles).

Tabela 2 – Propriedades do TLD-100 (LiF:Mg,Ti)

Propriedade	TLD-100
Constituição isotópica	7,4% de ${}^6\text{Li}$ e 92,6 % de ${}^7\text{Li}$
Materiais de dopagem	Mg, Ti
Número atômico efetivo (Z)	8,2
Densidade	2,64 g/cm ³
Máximo comprimento de onda da luz emitida	400 nm
Intervalo de dose útil	50 μGy a 10^3 Gy
Decaimento térmico do pico principal do sinal TL a 20C	< 10% ao ano
Supralinearidade (radiação de fótons)	1 Gy

Será visto com maior grau de detalhes os parâmetros fundamentais dos dosímetros LiF:Mg,Ti, aprofundando o estudo acerca desta ferramenta muito utilizada neste trabalho.

1.6.2.2 Curva de emissão

Na seção 1.6.1.2 foi discutido o significado da curva de emissão termoluminescente e posteriormente foi apresentado um exemplo típico dessa curva (Fig. 16).

Similarmente ao exemplo da Fig. 16, a curva de emissão TL do LiF:Mg;Ti é caracterizada pela presença de vários picos. A natureza destas regiões de alta luminescência depende de alguns fatores como: o tratamento térmico realizado antes e após a irradiação; a dose e o tipo de radiação empregada; o comprimento de onda do espectro sobre qual os dados são gravados e as informações acerca do fabricante e de cada lote de comercialização (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995).

Na prática, para aplicações dosimétricas em aplicações médicas não utiliza-se todas as informações que podem ser extraídas dos picos de emissão TL. É muito comum fazer avaliações em torno do pico principal (também chamado pico dosimétrico, ou pico 5), que para irradiações com fontes e energias próprias da seara clínica se apresenta costumeiramente como um pico dominante próximo aos 250°C. Muito próximo ao pico 5, em uma temperatura um pouco menor, há um pico também considerado em dosimetria clínica, o pico 4. Conforme induz a pensar a numeração adotada para a identificação dos

picos, os picos 1,2 e 3 são frequentes a temperaturas mais baixas que o 4 e 5. Geralmente, estes picos de baixa temperatura aparecem entre $50C$ e $150C$. Além disso, conforme reporta [McKeever, Moscovitch e Townsend \(1995\)](#), outros picos numerados de 6 a 10 ocorrem entre $200C$ e $400C$. Ainda segundo o autor, existem vários outros picos que aparecem abaixo da temperatura ambiente quando a amostra é irradiada sob temperaturas muito baixas (usando nitrogênio líquido), no entanto estes picos não são importantes no âmbito dosimétrico.

1.6.2.3 Desvanecimento do sinal TL

Levando em conta o desvanecimento de uma amostra TL, conforme visto nos parágrafos acima, após a irradiação, os picos decaem à temperatura ambiente. Este desvanecimento pode ser visto por meio da tabela 3.

Tabela 3 – Meias vidas de alguns picos da curva de emissão de TL do LiF:Mg,Ti após irradiação. Valores relativos a temperatura ambiente.

Pico	Meia Vida
1	5 minutos
2	10 horas
3	0,5 ano
4	7 anos
5	80 anos
6	> 100 anos

Analisando a tabela acima, pode-se verificar que os picos 4 e 5 são mais convenientes para registrar informações dosimétricas, dado que os outros são muito suscetíveis às condições térmicas ambientais, deixando de existir em tempos relativamente pequenos ([MORLOTTI, 2007](#)).

1.6.2.4 Espectro de emissão

O espectro de emissão TL do TLD-100 está apresentado na forma isométrica na Fig. 18. É comum representar as medidas de termoluminescência baseadas no espectro de emissão de um determinado sinal ([MORLOTTI, 2007](#)). O gráfico explora a intensidade TL em função do comprimento de onda da luz emitida durante o aquecimento. Basicamente existem três formas de obter este espectro de emissão. A primeira consiste em manter a temperatura da amostra constante em um valor ligeiramente abaixo da temperatura de máximo e realizar uma varredura em comprimentos de onda utilizando um monocromador à base de rede de difração. Outra maneira, a partir de um monocromador do mesmo tipo, consiste em fixar a leitura em um comprimento de onda e variar a temperatura da amostra. A terceira maneira de obter as curvas isométricas se baseia no uso de dispositivos de carga acoplada (CCD), que dependendo do número de suas células fotoelétricas, poderá quando

bem posicionado medir a evolução de cada comprimento de onda e do espectro inteiro em função do aquecimento térmico. Este trabalho explorou apenas a curva de emissão TL para um único comprimento de onda, conhecida também como curva de emissão monocromática.

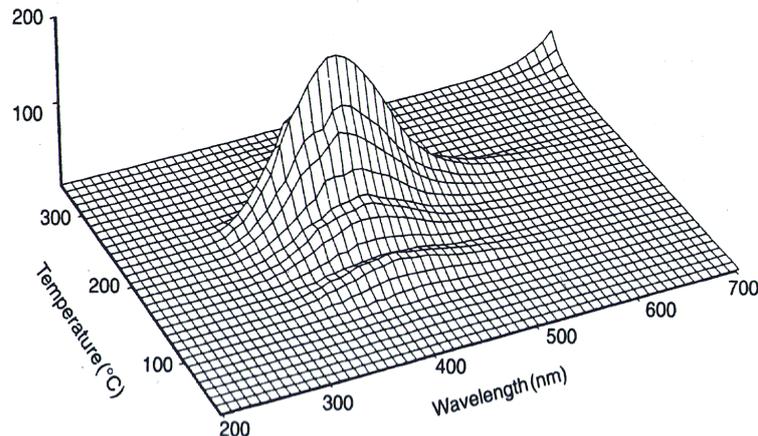


Figura 18 – Gráfico isométrico da emissão TL do TLD-100 após (i) aquecimento térmico de 1 h seguido de um rápido resfriamento para a temperatura ambiente, (ii) irradiação a temperatura ambiente de 3 Gy e (iii) leitura a uma taxa de aquecimento de $2,5\text{ C}\cdot\text{s}^{-1}$. Fonte: (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995).

1.6.2.5 Resposta com a dose e supralinearidade do TLD-100

A resposta com a dose $F(D)$ é definida como a intensidade do sinal TL medido em função da dose absorvida. É muito conveniente que um material caracterizado para fins dosimétricos apresente uma resposta linear para com a dose absorvida. O TLD-100 é um material adequado neste contexto porque exibe um comportamento linear em uma significativa faixa de doses. No entanto, a partir de um determinado ponto a resposta torna-se supralinear antes de aproximar-se da saturação (YUKIHARA, 2001). O LiF:Mg,Ti é portanto um material que exibe a *supralinearidade*, que designa a região de doses no qual a resposta TL é superior a resposta esperada pela extrapolação do comportamento linear. Em termos mais específicos, verifica-se que neste regime a curva inicialmente adota um comportamento *superlinear*, seguido de um comportamento *sublinear*, conforme mostra a Fig. 19. Como a sensibilidade do dosímetro é aumentada no regime supralinear, uma calibração que negligencie o fenômeno tenderá a superestimar as doses avaliadas.

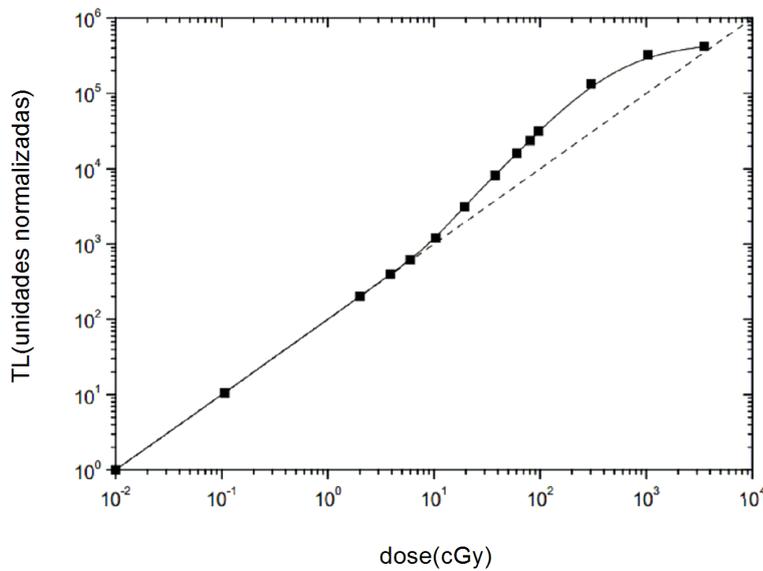


Figura 19 – Resposta com a dose de radiação do LiF(TLD-100). Extraído de Yukihiro2001

O índice de supralinearidade $f(D)$ pode ser definido como a função $F(D)$ normalizada pela dose e dividida pela mesma função a uma dose D_1 baixa, onde o material em questão apresenta comportamento linear:

$$f(D) = \frac{F(D)/D}{F(D_1)/D_1} \quad (1.44)$$

Um dosímetro ideal deve possuir $f(D) = 1$ em toda a faixa de dose de interesse. O índice de supralinearidade depende do material e de seus defeitos estruturais (MAURÍCIO, 1998).

Embora o TLD-100 possua boa linearidade em uma faixa importante de medidas em radioterapia, em outra faixa essa linearidade é substituída pelo comportamento supralinear. Mais precisamente, a resposta da intensidade TL de um LiF:Mg,Ti é linear desde o limite mínimo de detecção, em torno de $500\mu Gy$, até doses da ordem de $1Gy$. A saturação do sinal ocorre em uma dose de aproximadamente $10^3 Gy$. Como em terapias com radiação ionizante as doses extrapolam com frequência $1Gy$, é de suma importância considerar e corrigir o comportamento não linear dos TLDs para minimizar os erros de todo o processo experimental.

1.6.2.6 Resposta com a taxa de dose

Segundo Metcalfe, Kron e Hoban (1997), nenhuma dependência com a taxa de dose foi observada para o TLD-100 até taxas de dose de $10^8 Gy/s$.

1.6.2.7 Dependência energética

A resposta com a energia é a variação do sinal TL para uma determinada dose em função da radiação absorvida. Esse conceito é fundamentalmente dependente dos coeficientes de absorção do material apresentados e estudados em 1.5.5. Conforme exposto, as secções de choque quantificam a probabilidade da ocorrência de um determinado processo de interação das radiações com a matéria. Neste caso, a probabilidade de um determinado evento dependerá de vários fatores, dentre eles a energia do fóton incidente. Cada interação é expressada por um coeficiente próprio que indicará quão provável será o efeito. Geralmente, com o intuito de quantificar a probabilidade total de interação dos fótons com a matéria, costuma-se representar todos os coeficientes de absorção por meio de um só coeficiente para a absorção de energia do material, o coeficiente de atenuação de massa total. Pensando no TLD-100, a variação da resposta termoluminescente para diferentes energias está relacionada com a dependência do coeficiente de absorção do dosímetro com a energia da radiação.

Como em Radioterapia as energias utilizadas para os feixes de fótons estão na ordem de MeV ($10^6 eV$) e o número atômico efetivo do TLD-100 é próximo ao do tecido humano, isto é, bem baixo, segue que o processo dominante será o efeito Compton. Desta forma, chega-se a duas conclusões a respeito da dependência energética do TLD-100: A primeira é que há uma pequena dependência energética a ser considerada, já que a atenuação por meio do efeito Compton, dominante neste contexto, varia com a energia do fóton incidente; Uma segunda conclusão importante, tendo em vista a irrisória dependência do número atômico para o efeito Compton, é que a utilização do TLD-100 para dosimetria clínica faz-se salutar já que a interação das radiação incidentes com os tecidos moles produzirá quase perfeitamente os mesmo efeitos no dosímetro.

1.6.2.8 Tratamentos térmicos

É muito comum o emprego dos tratamentos térmicos nos TLDs antes e após as irradiações, objetivando uma precisão dosimétrica aceitável. Existem na literatura inúmeras metodologias e estudos com técnicas rigidamente cronometradas para um aquecimento com uma ou várias temperaturas.

O recozimento pré-irradiação intenta, em termos físicos, restabelecer o equilíbrio termodinâmico dos defeitos que existiam no material antes da irradiação e da leitura. Isto se dá esvaziando as armadilhas possivelmente preenchidas por alguma partícula e naturalmente eliminando os resíduos de irradiações anteriores. Além disso, como a sensibilidade TL de um determinado pico é afetada pela presença de armadilhas profundas, competitivas e desconectadas termicamente, é necessário desocupar estes centros mais estáveis, caso eles existam, através de recozimentos a altas temperaturas (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995). O processo de aquecimento também ajusta outro

fator crítico que é a sensibilidade do dosímetro. Por isso, grupos de dosímetros devem ser submetidos a ciclos de aquecimento idênticos (BARSANELLI, 2006).

Muitos materiais, dentre eles os TLD-100, possuem curvas de emissão com vários picos e dentre esses alguns localizados a baixas temperaturas. Estes defeitos pouco estáveis, sobretudo a temperatura ambiente, podem ser esvaziados intencionalmente com um tratamento térmico conhecido como pós-irradiação ou pré-leitura. Geralmente, estes tratamentos são feitos em temperaturas de até 100C por um período bastante curto, para afetar o mínimo possível os outros picos de interesse (MAURÍCIO, 1998). No entanto, conforme afirma Morlotti (2007), fazer o pós-tratamento térmico é colocar em risco as informações neles contida, pois qualquer falha no sistema de aquecimento pode acarretar perda permanente de dados importantes.

1.6.3 O Filme radiocrômico EBT-3

Os filmes radiocrômicos em geral são ferramentas dosimétricas de grande valia para aplicações clínicas em Radioterapia. Suas principais vantagens nascem da facilidade de se utilizar, manipular e coletar as informações obtidas após uma determinada irradiação. Este filme não necessita de sala escura durante o manuseio. É auto-revelador, isto é, não requer nenhum tipo de produto químico, agente óptico ou térmico. Além disso é adequado para a dosimetria de regiões com alto gradiente de dose e possui uma resolução espacial mais alta do que a maioria dos filmes radiográficos. Sua resposta é totalmente independente da taxa de dose e a dependência energética é quase desprezível (exceto para energias inferiores a 25 keV).

Os filmes mais comumente utilizados no meio científico e no ambiente clínico são da marca GafChromic, fabricados e comercializados pela *International Specialty Products*. Estes filmes são incolores e, quando irradiados, estimulam uma reação química formando um polímero azul com absorção máxima próximo a 636 nm e outro significativo, porém de menor intensidade que o do primeiro por volta de 585 nm. Entretanto, como será visto mais adiante, a coloração avaliada a olho nu é próxima da cor verde devido a presença do marcador amarelo na camada ativa do filme.

Dentre os diversos filmes produzidos no grupo GafChromic tipo EBT, o modelo EBT-3 é um dos mais recentes, construído apropriadamente para atender ainda melhor as demandas exigidas pela dosimetria no âmbito clínico. Suas principais vantagens são:

- Adequados para medir doses na faixa entre 1 cGy e 800 cGy. Os filmes da série EBT chegam a ser dez vezes mais sensíveis que as gerações anteriores;
- A dependência energética é quase desprezível desde energias da ordem de keV($10^3 eV$) a MeV($10^6 eV$);

- Uniformidade melhor que 1,5 %;
- Mais rápido e menor crescimento de densidade após exposição;
- Resistente a temperaturas de até 70°.

1.6.3.1 Estrutura e configuração do EBT-3

Uma das grandes qualidades do filme radiocrômico EBT-3, tal qual o TLD-100, é que pode ser considerado um material tecido equivalente. O $Z_{efetivo}$ é de 6,98, muito próximo do valor da água(7,3) e do TLD-100(8,2). Sua composição atômica, segundo as informações do fabricantes são: 42,3 % de C; 39,7 % de H;16,2 % de O; 1,1 % de N; 0,3 % de Li e 0,3 % de Cl.

De acordo com a Fig. 20, o EBT-3 é constituído de duas camadas compostas de um componente ativo e separadas por uma camada de superfície. Esta estrutura é revestida de poliéster em ambos os lados. As dimensões reduzidas de cada camada constituinte estão explicitadas na Fig.20.

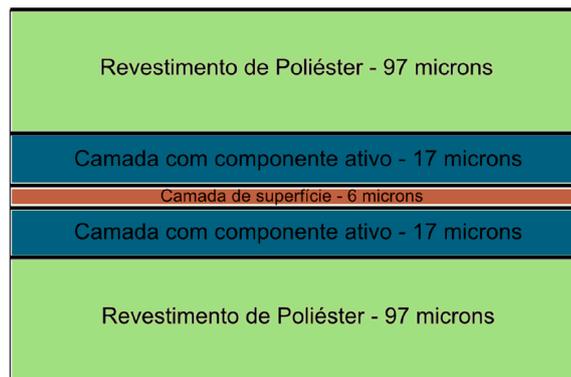


Figura 20 – Configuração esquemática do GafChromic EBT-3. Fonte: adaptada pelo Autor a partir de *International Specialty Products*.

1.6.3.2 Espectro de absorção óptica

Conforme já exposto, após ser sensibilizado por uma irradiação, o componente ativo do filme radiocrômico dá origem a um polímero azulado. Em função disso, conforme mostra o espectro de absorbância do material (Fig. 21), existe um pico de absorção na faixa de comprimentos de onda da luz visível distante da cor azul, resultando em uma transmitância ou reflectância maior para a cor azul. Neste caso particular, o pico de absorção máximo está compreendido na cor vermelha. Portanto, quão maior for a sensibilização do filme produzindo os polímeros, maior será a altura do pico espectral em 630 nm. Sendo assim, os scanners e as outras ferramentas fotovisuais poderão usar os registros digitais da intensidade de cor vermelha para mensurar uma relação com a dose absorvida.

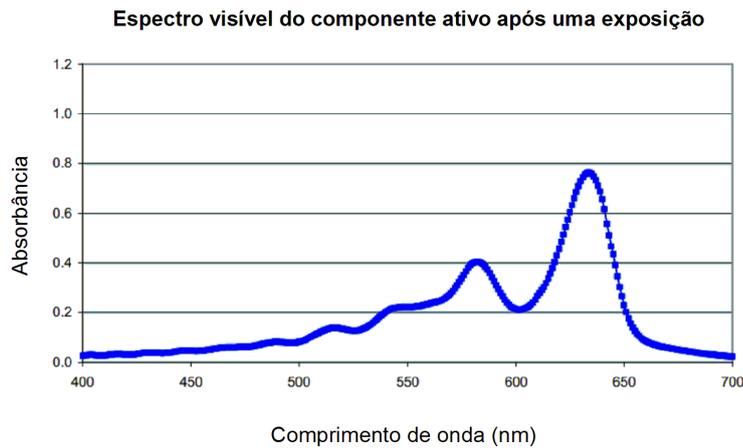


Figura 21 – Espectro de absorção visível do componente ativo do filme EBT após uma irradiação. Figura extraída e adaptada de ISP2009.

Embora a coloração do polímero da camada ativa seja azul, já foi adiantado que a cor do filme é esverdeada. Tal fato decorre da existência de um corante marcador de cor amarela presente na camada ativa. O espectro de absorção deste material está ilustrado na Fig. 22. As curvas espectrais obtidas antes e após a irradiação são quase exatamente iguais.

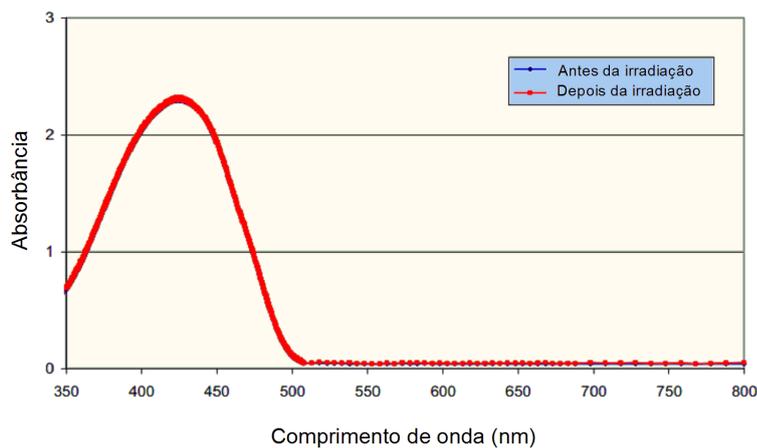


Figura 22 – Espectro de absorção visível do marcador presente na camada ativa do filme EBT antes e após uma irradiação. Figura extraída e adaptada de (ISP, 2009).

O espectro de absorção total do filme GafChromic EBT-3 terá então um formato igual a soma dos espectros de absorção dos materiais absorventes do dosímetro. A Fig. 23 ilustra este espectro resultante exibindo o efeito provocado por uma dose de 2,01 Gy.

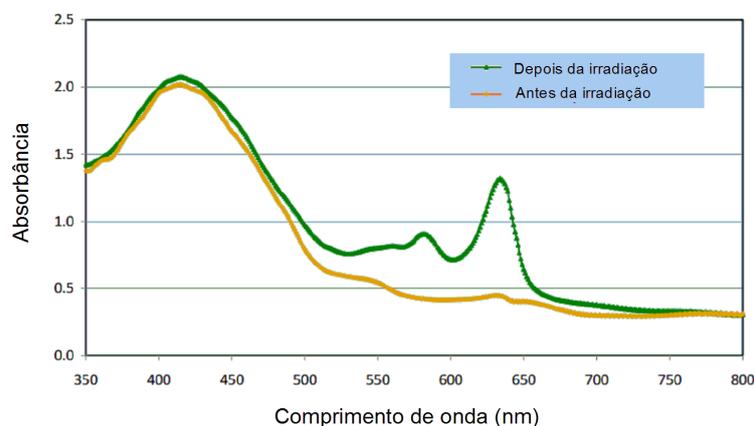


Figura 23 – Espectro de absorção visível total do filme EBT antes e após uma irradiação de 2,01 Gy. Figura extraída e adaptada de (ISP, 2009).

1.6.3.3 Medidas dosimétricas com o EBT-3

Conforme visto por meio da Fig. 23, a medida que o filme dosimétrico recebe alguma dose, percebe-se o aparecimento de um pico espectral próximo aos 630 nm. Na prática, a coloração do filme radiocrômico torna-se mais escura (ou enegrecida) a medida que este pico espectral torna-se mais intenso. Portanto, quanto maior for o enegrecimento do EBT-3, maior será a dose absorvida pela estrutura. Existem várias técnicas para avaliar o grau de enegrecimento de um filme radiocrômico, dentre elas pode-se citar o uso de espectrofotômetros, densitômetros ou mesmo o uso de scanners.

A técnica de espectrometria será útil para avaliar a intensidade dos picos espectrais de 636 e 585 nm, os mais intensos, conforme a curva típica de um filme destes (fig. 23). O uso de densitômetros é largamente relatado pela literatura e o seu emprego visa obter a densidade óptica do material medido. Segundo ISP2009, a resposta da densitometria dos filmes EBT pode ser melhorada com o uso de tipos específicos de filtros. Finalmente, o emprego de scanners ou digitalizadores constitui um vantajoso método de avaliação das informações dosimétricas. O equipamento transforma o sinal óptico em informações computacionais organizadas no padrão RGB (sigla em inglês de *red, green e blue*). Estes dados podem ser analisados de múltiplas formas, avaliando uma ou mais cores. As minúcias do processamento digital de imagens aplicada a dosimetria através do EBT-3 serão tratadas na metodologia deste trabalho.

1.7 A Radioterapia

Conforme define Halperin et al. (2004), a radioterapia é uma modalidade clínica que emprega radiações ionizantes no tratamento de pacientes com neoplasias malignas (e ocasionalmente doenças benignas). O objetivo da Radioterapia é entregar com precisão a

dose prescrita a um volume tumoral definido e ao mesmo tempo proporcionar o mínimo dano aos tecidos saudáveis. Pode-se elencar duas principais finalidades buscadas pela Radioterapia: o fim curativo e o fim paliativo. A intenção curativa objetiva a erradicação do tumor, garantindo naturalmente uma melhor qualidade de vida e o prolongamento da vida do paciente. Neste âmbito, situam-se a grande maioria dos tratamentos de neoplasias malignas. Apesar de menos frequente, o emprego da modalidade para o tratamento de lesões benignas também é recomendado em diversos casos, promovendo excelentes resultados (Torres Teixeira Leite; de Freitas Porto Fonseca; Lima Sousa Castro, 2015). A intenção paliativa, por outro lado, pode ser adotada quando se pretende uma efetiva palição ou prevenção de sintomas da doença, como: aliviar a dor; controlar um sangramento ou reestabelecer a função de um órgão com mínima morbidade. Pode-se dividir formalmente a Radioterapia a partir da técnica de entrega de radiação. Chama-se de Teleterapia a modalidade de irradiação clínica na qual a fonte de tratamento situa-se distante do paciente. Este tipo de procedimento é o mais abundante atualmente. Denomina-se Braquiterapia a modalidade de irradiação na qual a fonte encontra-se dentro ou muito próxima do paciente. A braquiterapia é realizada por meio da utilização de fontes radioativas, como o ^{226}Ra , o ^{137}Cs , o ^{60}Co , o ^{198}Au , o ^{192}Ir , o ^{125}I , entre outros.

1.7.1 Princípios de Radiobiologia

A eficácia da Radioterapia fundamenta-se na ação controlada da radiação sobre os tecidos biológicos. O conhecimento dos mecanismos envolvidos nos efeitos biológicos das radiações ionizantes tem auxiliado no desenvolvimento de tratamentos cada vez mais seguros e eficazes (MARTA, 2014).

Conforme Marta (2014), a radiação ionizante interage com células e tecidos basicamente de duas formas. A primeira forma consiste na interação direta da radiação incidente com elétrons pertencentes a estrutura química de componentes celulares, como o DNA, proteínas, lipídeos, provocando alterações na estrutura e na fisiologia celular. A segunda forma compreende a interação da radiação ionizante com a água, ejetando elétrons de sua estrutura e levando à produção de radicais livres. A primeira forma, também chamada de interação direta, compreende cerca de 30% do efeito biológico total provocado pela radiação, ao passo que a segunda possibilidade, conhecida como interação indireta, representa a maioria restante do efeito que a radiação é capaz de transmitir aos tecidos. A interação da radiação ionizante com a água é influente na produção de efeitos biológicos principalmente em função da produção do radical livre hidroxila ($\text{OH}\cdot$), resultante da radiólise da água. Com o surgimento de um radical livre dentro da célula, pode haver condições para a danificação da dupla hélice do DNA. O DNA, por sua vez, representa o ente citológico mais vital e qualquer lesão a ele desferida, pode representar a morte celular. Quando a lesão ao DNA provoca um dano irreversível, será chamada de letal. Quando existe

possibilidade de reparo, dependendo da dose e do volume irradiado, ela torna-se subletal. É importante assinalar que a presença de oxigênio dentro da célula pode maximizar o efeito dos radicais livres, tornando-os peroxidantes, mais reativos e impossíveis de retornar a sua configuração química inicial. Por esta razão, em acordo com [Marta \(2014\)](#), deve-se corrigir a anemia em pacientes antes de os submetê-los a radioterapia. Os radicais livres e os demais agentes potencialmente prejudiciais ao organismo serão os vetores de alterações químicas nos constituintes celulares. Estas alterações se refletirão em danos biológicos. Embora a consecução destes eventos aparente ser bastante natural e previsível, o intervalo entre as influências causadas a estrutura química e a expressão de efeitos biológicos poderá durar horas, dias, meses, anos, ou até mesmo gerações, dependendo das consequências envolvidas ([HALL; GIACCIA, 2012](#)).

A maioria das células do organismo humano são células somáticas. Isto significa que sua multiplicação e proliferação é governada pelo processo de divisão celular conhecido como Mitose ([HALL; GIACCIA, 2012](#)). Mais precisamente, o intervalo entre cada divisão celular compreende o tempo de cada ciclo mitótico. A radioterapia se aproveita do ciclo mitótico para incutir com máxima eficiência o efeito da radiação na célula, uma vez que as diferentes fases do ciclo celular possuem diferentes sensibilidades a radiação. As fases G2 e M são as fases mais sensíveis, ao passo que a fase de síntese (S) apresenta a menor sensibilidade. Células que se multiplicam mais aceleradamente, como por exemplo as células cancerosas, expõem durante maior tempo seu DNA nas fases G2 e M, tornando-se mais radiosensíveis que a células que seguem cursos mitóticos normais. Os tratamentos radioterápicos são geralmente administrados em frações diárias durante várias semanas. Segundo [Marta \(2014\)](#), o fracionamento da dose total de radiação é uma forma de dividir em menores porções diárias a alta dose final necessária, buscando assim, alcançar menor toxicidade com alta efetividade no tratamento. O raciocínio explora:(1) a contribuição da reparação do dano subletal, que pode ser útil para recuperar com mais intensidade as células sadias afetadas; (2) a redistribuição do ciclo celular, que se transforma a medida que um importante número de células em determinada fase é destruído; (3) a repopulação, que recompõe os tecidos irradiados entre as frações; (4) a reoxigenação que aumenta agressivamente a sensibilidade celular à radiação e a radiosensibilidade, recentemente incorporada ao rol de fatores influentes no fracionamento, que explica as características moleculares intrínsecas das células, que envolve expressão de genes e proteínas, capacidade de reparo, programação genética, entre outras.

1.7.2 Associação da Radioterapia com outros tratamentos

É comum a ocorrência da indicação de radioterapia associada a outras intervenções terapêuticas. Em grande parte das vezes, a radioterapia é acompanhada pela quimioterapia com o objetivo de aumentar a eficácia do tratamento da doença. Pode também anteceder

uma cirurgia para retirada de um tumor, sendo chamada de pré-operatória ou neoadjuvante. Neste caso a radioterapia intenta promover uma redução do volume tumoral, além de permitir uma melhor ressecabilidade, evitando assim cirurgias mais radicais (DIAS; SEGRETO, 2013). A radioterapia também pode ocorrer depois da intervenção cirúrgica, com o objetivo de destruir células cancerosas remanescentes. Neste caso a radioterapia é chamada de adjuvante. Segundo Dias e Segreto (2013), a escolha da abordagem terapêutica depende, basicamente, do tipo histológico, do estadiamento e das condições clínicas do paciente.

1.7.3 Planejamento

Segundo o relatório 50 da ICRU ((ICRU, 1993)), a uniformidade da dose dentro do volume alvo não pode variar mais que +7% e -5% da dose prescrita para qualquer ponto dentro do alvo. Para tanto, um acurado e rígido planejamento deve ser seguido com o intuito de minimizar os erros intrínsecos ao método.

A radioterapia enquanto técnica clínica, congrega um grande número de etapas e procedimentos fulcrais para a boa execução de um tratamento. É comum encontrar na literatura a descrição destas etapas de variadas formas. Um organograma suficiente, coerente e adequado para descrever a dinâmica da Radioterapia pode ser dado por (SOUZA; MONTI; SIBATA, 2001):

- A prescrição do tratamento, que é uma decisão médica;
- A preparação para tratamento, que inclui a aquisição de dados do paciente, radiografias, tomografias computadorizadas e outras técnicas modernas, definição do volume alvo e órgãos críticos, a simulação do tratamento, o cálculo da distribuição da dose, o cálculo da dose monitora ou do tempo de irradiação, e a preparação da ficha de tratamento;
- A execução do tratamento, que consiste na imobilização e posicionamento diários do paciente, a seleção dos parâmetros de tratamento e a irradiação, que pode incluir verificações de filmes portais, o uso de sistemas de visão portal computadorizada e dosimetria in vivo.

O Planejamento em Radioterapia diz respeito a um conjunto de ações e procedimentos realizados antes do tratamento para garantir a administração eficaz da terapia. Pautados em normas e recomendações instituídas por órgãos competentes para o êxito da prática clínica, os profissionais incumbidos de tal função precisam garantir a máxima conformação da dose prescrita no volume alvo e ao mesmo tempo minimizar a dose nos tecidos normais que também são irradiados. Isto envolve, entre diversas ferramentas disponíveis, a seleção da energia nominal do feixe, a geometria dos campos de irradiação e sua respectiva

orientação, a inclusão de acessórios para modificação do feixe, entre outros. A maioria dos métodos atuais de planejamento contempla a realização de simulações computacionais que visam projetar as curvas de isodose dentro do paciente, isto é, demonstrar quais doses serão observadas em cada tecido do paciente. A obtenção rápida deste tipo de informação é fundamental para o aprimoramento repetido de um tratamento que será iniciado, até que se chegue a um plano adequado e consistente. No passado, o planejamento era realizado manualmente. O cálculo das curvas de isodose custava muito tempo e naturalmente era pouco comum que se considerassem as inomogeneidades do corpo do paciente. Com o advento da computação, a árdua empreitada do cálculo manual foi auxiliada por cálculos computacionais mais precisos e mais rápidos. Hoje, semelhantemente, há um esforço intenso para que estas ferramentas computacionais tenham cada vez mais qualidade e possam desempenhar com razoabilidade suas funções sem comprometer as demandas do âmbito clínico.

1.7.3.1 Prescrição do tratamento

Pode-se sistematicamente resumir a prescrição de uma radioterapia em termos de cinco aspectos fundamentais:

- Indicação;
- Objetivo;
- Volume;
- Dose;
- Técnica empregada.

O termo indicação elencado acima é na verdade a justificação do uso de radiação ionizante como método terapêutico. Conforme afirma [Halperin et al. \(2004\)](#), a Radioterapia só pode ser justificada se concorre para a melhora do controle tumoral, para amenizar sintomas ou ainda para aumentar a probabilidade de cura. Qualquer informação utilizada para justificar a Radioterapia precisará ter um objetivo claro como ponto de chegada, uma análise de dados apropriada e também uma metodologia estatisticamente aceita.

Retomando o que foi escrito no preâmbulo desta subseção, são dois os objetivos possíveis na radioterapia: Curativo ou Paliativo.

1.7.3.2 Determinação do volume alvo

O entendimento do volume tumoral não é algo simples. Embora as ferramentas diagnósticas modernas auxiliem o médico oncologista na determinação dos tecidos neoplásicos, entregar a dose necessária ao tumor não se resume apenas a irradiar o volume identificado

no diagnóstico. Para tanto, existem algumas denominações importantes (ilustradas na Fig. 24) para o entendimento do volume que será irradiado:

- **GTV (do inglês *gross tumor volume*):** Denota o tumor visível, isto é, o volume grosso identificado pelo médico a partir das Tomografias computadorizadas (TC), do Ressonância magnética (RM) ou de radiografias bidimensionais.
- **CTV (do inglês *clinical tumor volume*):** Refere-se a todo volume compreendido pelo GTV mais a doença subclínica, que compreende volumes em que há a suspeita de células neoplásicas. O CTV traduz a intenção de compreender o volume da neoplasia como um todo, considerando a possibilidade da existência de tecidos doentes não percebidos pelas ferramentas diagnósticas.
- **PTV (do inglês *planning tumor volume*):** Compreende todo o volume do CTV com uma margem mais ampliada para evitar que as incertezas geométricas atrapalhem a conformação do volume doente. As movimentações anatômicas vitais, como a respiração e o batimento cardíaco, também são fatores que produzem incertezas volumétricas cuja consideração é tida na construção de um PTV.

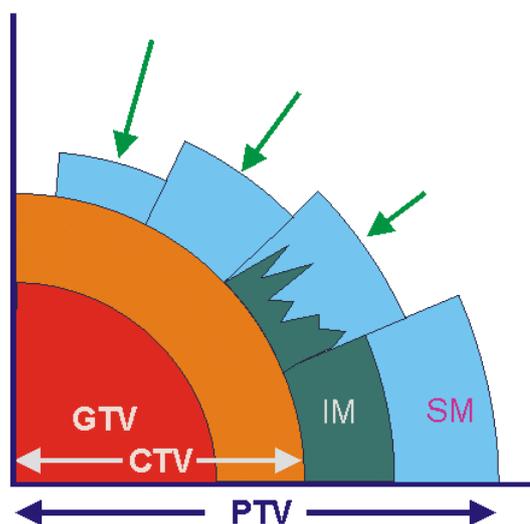


Figura 24 – Representação esquemática dos "volumes" na Radioterapia. Fonte: ICRU 62 (ICRU, 1999).

Com a formulação de um PTV para o tratamento de uma determinada neoplasia, procura-se ajustar o mais adequadamente possível a curva de isodose de interesse sobre a região.

1.7.3.3 Técnica empregada

Em geral, os oncologistas dispõem de duas técnicas principais dentro da Radioterapia: A teleterapia e a braquiterapia. A primeira, foco também deste trabalho, se caracteriza pela utilização de fontes externas ao paciente para geração dos feixes. As fontes de ^{60}Co (referida também por alguns autores como cobalto-terapia) e os aceleradores lineares são os geradores clínicos de teleterapia mais comuns pelas clínicas e hospitais do Brasil. Se um paciente é recomendado a teleterapia, deve-se optar por um plano de tratamento com algumas propriedades básicas. Estes planos incluem: considerações a respeito da natureza da radiação, isto é, se ela se dará com fótons, elétrons, nêutrons ou prótons¹²; Incluem também informações a respeito da quantidade de campos utilizados para o tratamento (campos paralelos e opostos, quatro campos, múltiplos campos oblíquos, IMRT¹³, etc); Também se serão empregados alguns acessórios como os filtros, compensadores, e análogos. Em geral, quanto mais campos são usados no tratamento, maior é a concentração de doses em sua intersecção, poupando os tecidos sadios, mas, aumentando o volume irradiado (ICRU, 1999). Nos últimos anos, segundo (HALPERIN et al., 2004), houve uma explosão de técnicas embutidas na teleterapia relatando melhorias pelo uso de imagens diagnósticas cada vez mais precisas e de computadores super-potentes para a realização e otimização do planejamento.

A braquiterapia é uma importantíssima técnica caracterizada pelo emprego de fontes radioativas a uma curta distância, em contato, ou até mesmo implantada na região que deve receber dose (SCAFF, 1997). A braquiterapia é amplamente verificada nos serviços de Radioterapia Brasileiros. Dentre as variadas rotinas desta terapia pode-se citar por exemplo a ginecológica, geralmente recomendada quando em diagnósticos de câncer de colo de útero. Os núclídeos Irídio-192 (^{192}Ir), Césio-137 (^{137}Cs) e Ouro-198 (^{198}Au) são algumas importantes fontes em voga na braquiterapia.

1.7.3.4 Determinação da dose

Segundo Halperin et al. (2004), a determinação da dose para um tratamento é um assunto complexo. Isso se explica pela própria complexidade dos tecidos neoplásicos diversos, tal como a grande variedade de sensibilidades a radiação por parte dos órgãos e tecidos sadios. Para tanto, um radio-oncologista precisará abarcar dois aspectos fundamentais para a seleção da dose:

¹² Os feixes de nêutrons e prótons, embora pouco comuns nas clínicas Brasileiras, têm eficiência clínica comprovada e um horizonte promissor para sua difusão. Um problema, como é o caso da terapia com prótons, reside no alto do custo do ferramental de irradiação e da estrutura que atenda as demandas de radioproteção para a sua execução.

¹³ A radioterapia com intensidade modulada (IMRT, do inglês *intensity modulated Radiation Therapy* é uma técnica recente que potencializa a conformação das curvas de isodose no volume alvo ao permitir a modulação da intensidade do feixe.

1. O primeiro aspecto diz respeito ao conhecimento da relação dose-resposta para o controle tumoral em uma situação clínica particular.
2. O segundo concerne a importância de se considerar a tolerância a radiação por parte dos tecidos normais.

Segundo os conhecimentos concernentes a radiobiologia, com o aumento da energia depositada em um volume de tecido (dose), maiores serão os danos biológicos causados a estes tecidos. No entanto, é possível que tecidos doentes e sadios recebam doses quase semelhantes. Felizmente, a citologia de células neoplásicas, apresenta algumas especificidades que potencializam os efeitos danosos das radiações. Desta forma, embora a radiação depositada em uma região seja a mesma para tecidos doentes e sadios, a resposta biológica de cada tecido poderá ter significativas diferenças. A fim de sistematizar a avaliação da relação dose-dano, existem as chamadas curvas dose-resposta. É conveniente ressaltar que a obtenção de uma curva dose-resposta não é algo simplório. Pesquisas rigidamente controladas em culturas de células e outras técnicas experimentais podem ser exploradas para este objetivo. Tanto a probabilidade de controle tumoral, quanto a probabilidade de danos aos tecidos normais de um mesmo volume podem ser avaliados com a expressão de duas curvas em um mesmo gráfico, conforme observado na Fig. 25. A relação dose-resposta tanto para o controle tumoral quanto para a incidência de danos nos tecidos normais. A razão ou índice terapêutico corresponde ao percentual de controle tumoral que pode ser alcançado com uma dada porcentagem de dano aos volumes sadios. Em (A) a dose não chega a prejudicar o tecido sadio, no entanto, não é capaz de controlar o tumor. Em (C) a dose provoca a erradicação do tumor, mas danifica intensamente os tecidos normais. Finalmente em (B), o índice terapêutico encontra sua forma otimizada, promovendo o mínimo dano aos tecidos sadios para um suficiente controle tumoral.

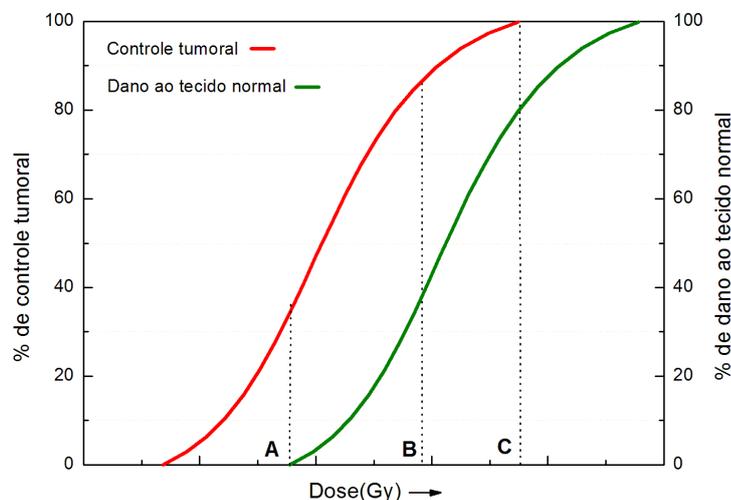


Figura 25 – Curvas dose-resposta não empíricas. Fonte: do Autor.

A razão ou índice terapêutico corresponde a razão entre o controle tumoral e os danos aos tecidos sadios. Esta grandeza é importante para se conhecer qualitativamente a eficiência de um determinado tratamento. Conforme ilustrado na Fig. 25, para três valores de dose diferentes (A,B e C) existirão razões terapêuticas diferentes, como é de se esperar observando as curvas. No entanto, em uma situação real, onde o rigor é altíssimo, para potencializar e aumentar o índice terapêutico faz-se uso do fracionamento da dose total ou ainda, recorre-se a utilização de drogas que aumentam a resposta tumoral. Estas táticas são importantes para maximizar a distância entre o controle tumoral e a detrição aos tecidos normais, aumentando por este motivo o índice terapêutico.

1.7.4 Aspectos básicos do funcionamento do acelerador linear clínico

O Acelerador linear é um equipamento que utiliza ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, como por exemplo os elétrons. O feixe acelerado de elétrons de alta energia pode ser utilizado para o tratamento de tumores superficiais ou, pode ser dirigido para um alvo com o intuito de produzir raios X para o tratamento de tumores mais profundos. A Fig. 26, esquematiza o funcionamento básico de um acelerador linear clínico. Uma fonte de alimentação fornece uma corrente contínua (DC) para o modulador. Pulsos de alta voltagem são gerados e entregues a Magnetron ou Klystron, e simultaneamente ao canhão de elétrons. Os pulsos de micro-ondas produzidos no Magnetron ou na Klystron são injetados no tubo acelerador através das guias de onda, estruturas de condução das ondas eletromagnéticas. No instante apropriado, os elétrons que haviam sido dirigidos diretamente ao canhão de elétrons, são inseridos por meio deste último no tubo acelerador. A estrutura do acelerador consiste fundamentalmente em um tubo de cobre cujo interior está dividido por discos ou diafragmas de cobre de várias aberturas e espaçamentos. Este tubo precisa estar rigorosamente a vácuo. Como os elétrons são injetados no tubo acelerador com uma energia inicial de cerca de 50 keV, os elétrons interagirão com os campos eletromagnéticos das micro-ondas. Os elétrons então ganham energia através dos campos elétricos senoidais contidos na onda eletromagnética e são acelerados em um processo que pode ser comparado a um surfista sendo movimentado por ondas do mar (KHAN, 2003) (SCAFF, 1997). Quando os elétrons acelerados deixam o tubo acelerador, formam normalmente um feixe paralelo de aproximadamente 3 mm de diâmetro e são dirigidos diretamente para um alvo metálico (normalmente de tungstênio) para a produção dos raios X. Em alguns aceleradores, o alvo metálico pode ser removido quando desejado, fazendo com que os elétrons colidam com uma lâmina metálica (chumbo ou cobre) bem fina (cerca de 0,3 mm), sendo espalhados para a obtenção de um feixe de elétrons para aplicações clínicas. Este espalhamento pode ser feito também por meio de uma varredura eletromagnética (SCAFF, 1997).

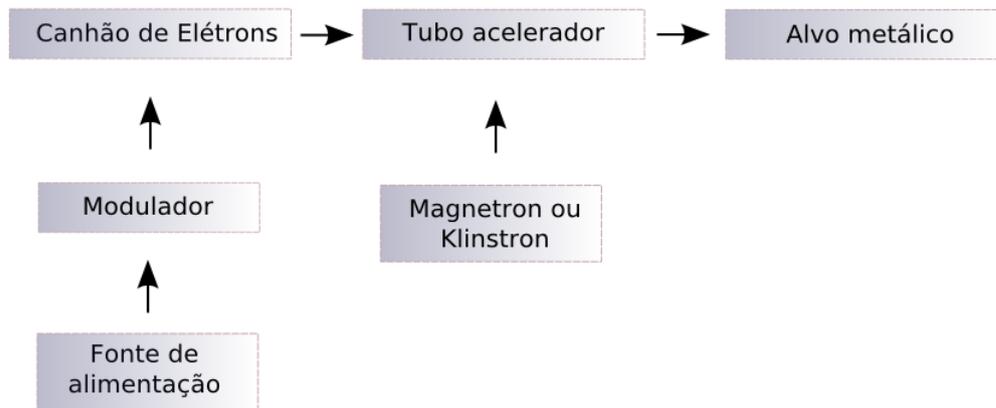


Figura 26 – Diagrama de operação de um Acelerador Linear. Fonte: Do autor

1.7.5 Espectro de energia dos feixes de Fótons em aceleradores lineares

Geralmente, os aceleradores lineares clínicos são comercializados informando a energia dos feixes de fótons e elétrons que é capaz de produzir. Essa energia, conhecida também como energia nominal, exibe na verdade a energia máxima presente no espectro de emissão do feixe. Simulações em Monte Carlo publicadas em diversos trabalhos, (MCKENNA; CHEN; BLOCH, 1995) (SEARCH et al., 2004) (BAUMGARTNER; STEURER; JOSEF, 2012) (DING, 2002) mostram que estes feixes exibem um espectro com emissões em várias energias que se estendem mais ou menos até a energia nominal de cada feixe.

A Fig. 27 exibe um resultado apresentado por Mckenna, Chen e Bloch (1995), que indica a porcentagem de fótons para varias faixas de energia em um feixe de 6 MV emitido pelo acelerador Clinac 2100C da Varian Medical Systems. Analogamente, Sadoughi et al. (2014) obteve o espectro do feixe de 6 MV do Acelerador Linear Elekta Precise através da simulação computacional Monte Carlo (Fig.28).

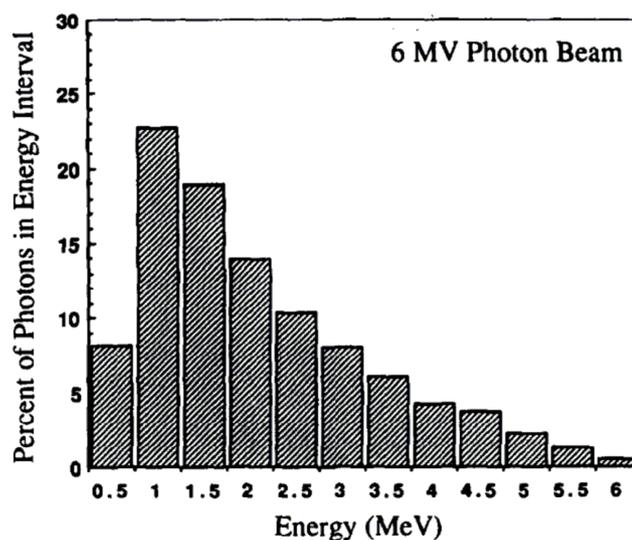


Figura 27 – Energia (MeV) *versus* Porcentagem de Fótons em intervalo de energia para feixes de fótons com energia nominal de 6 MV do Clinac 2100C. Fonte: (MCKENNA; CHEN; BLOCH, 1995).

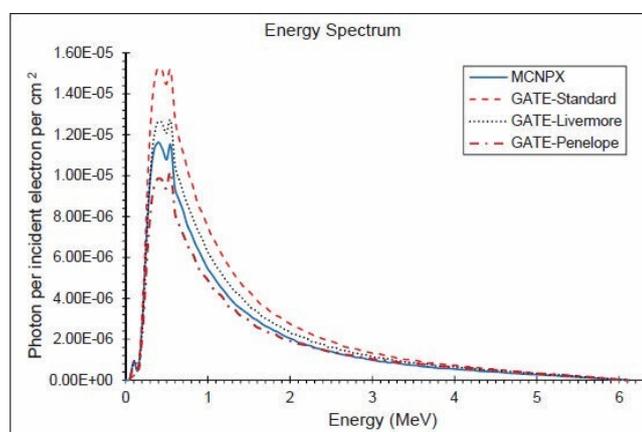


Figura 28 – Energia (MeV) *versus* Porcentagem de Fótons em intervalo de energia para feixes de fótons com energia nominal de 6 MV do Elekta Precise. Obtido por Simulação Monte Carlo. Fonte: (SADOUGHI et al., 2014).

O trabalho de Ding (2002) utilizou o código de Monte Carlo EGS4 para simular feixes de fótons de 6 e 18 MV que emergem do acelerador Clinac 2100EX, modelo 2100EX. Além disso, o trabalho também apresentou o espectro dos fótons primários, dos elétrons e dos pósitrons gerados no feixe de 6 MV com tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A Fig. 29 exibe a distribuição espectral dos feixes indicados.

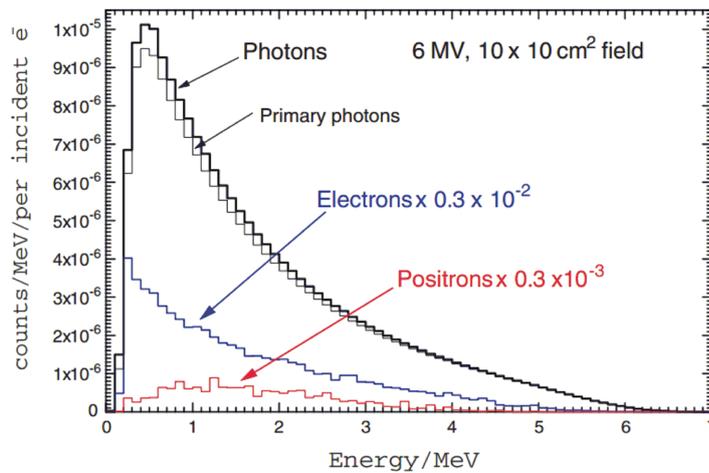


Figura 29 – Energia (MeV) versus O espectro de energia de fótons, fótons primários, elétrons e pósitrons na superfície do fantom para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de um feixe de fótons de 6 MV do acelerador Varian Clinac 2100EX. Gráfico extraído de [Ding \(2002\)](#).

1.7.6 Análise das incertezas em Radioterapia

Existem, inevitavelmente, erros e incertezas no planejamento e na execução de um tratamento de Radioterapia ([HALPERIN et al., 2004](#)). Em análises estatísticas modernas, incertezas são classificadas em termos de dois tipos fundamentais, concernentes ao modo de avaliação e não às causas do erro. Ou são considerados a partir de meios estatísticos, avaliando a reprodutibilidade de medidas repetidas, ou são considerados a partir de outros meios ([PODGORSAK; KAINZ, 2006](#)), ([TEC.DOC.1151, 2000](#)).

Ainda segundo [Podgorsak e Kainz \(2006\)](#), nos livros mais recentes e ainda na prática comum, as incertezas são frequentemente descritas como aleatórias ou sistemáticas. Incertezas ou erros aleatórios podem ser acessados a partir de observações ou medições repetidas e podem ser expressos como o desvio padrão (DP) de sua distribuição aleatória. Embora não se conheça precisamente a natureza estatística da distribuição de valores em torno da média, para uma possível distribuição Gaussiana 68% das ocorrências estão dentro de 1 DP da média. Para se ter um intervalo de confiança de aproximadamente 95%, é necessário ter 2 DP da média. As incertezas sistemáticas são avaliadas a partir da análise de todo o processo de interesse e, as distribuições estatísticas possíveis podem variar muito, dependendo da situação de avaliação, dos procedimentos avaliados, etc.

Com o intuito de considerar as causas dos erros em radioterapia, pode-se distinguir duas categorias pelas quais se originam os erros: As incertezas mecânicas e as incertezas relacionadas ao paciente.

As incertezas mecânicas, isto é, tangentes ao âmbito dos equipamentos envolvidos

em Radioterapia são diversas. Os aceleradores lineares empregados em um tratamento com radiação ionizante estão envoltos de uma complexa estrutura. A eletrônica robusta e as interfaces de comunicação digital podem eventualmente não reproduzir exatamente as dimensões esperadas e informadas pelos profissionais que operam estes equipamentos. Além disso, aproximações em medidas podem incorporar erros que somado aos outros poderão tornar-se mais significativos. A congruência dos localizadores utilizados para o posicionamento, como lasers, campos luminosos produzidos pelos aceleradores, parâmetros da posição da mesa, podem não estar devidamente ajustados. Os blocos de proteção ou as lâminas de proteção controladas por interfaces em computador ocasionalmente podem também não reproduzir com exatidão o posicionamento exato. Além dos citados, outras tantas origens de incerteza mecânica podem ser consultadas em [Halperin et al. \(2004\)](#).

As incertezas relativas ao paciente também podem ter várias causas. Uma primeira consideração está arraigada na possibilidade da imprecisão de marcação e delineamento dos volumes de interesse. É claro que estes erros podem prover não só de erros humanos causados por falta de atenção e juízo equivocado ([TEC.DOC.1151, 2000](#)), mas também podem encontrar origens na imprecisão das ferramentas de diagnóstico. As movimentações naturais dos órgãos dos pacientes poderão induzir e ocasionar considerados erros. Algumas ferramentas modernas de tratamentos, com o intuito de minimizar este tipo de evento, fazem a localização diária ou mesmo instantânea das regiões de interesse para aprimorar a eficiência do tratamento. Exemplos de movimentações comuns no corpo humano são as provocadas pela respiração e batimento cardíaco. Outras movimentações, conforme considera [Halperin et al. \(2004\)](#), podem advir diariamente das mudanças na dimensão e na forma dos aparelhos digestivo e excretor. Também há possibilidade da ocorrência de movimentos por parte dos pacientes durante os tratamentos, tanto que em certos casos, verifica-se o uso de anestesia para evitar maiores danos. Um erro muito comum reside no processo de posicionamento diário do paciente dentro dos parâmetros de tratamento. É comum, no entanto evitável, que os pacientes apresentem pequenas variações em sua posição de tratamento, que pode provir tanto da imprecisão de acomodação conforme as posições originais, tanto das variações anatômicas que podem ocorrer no paciente durante os dias de tratamento.

1.8 Distribuição da dose

A propagação de um feixe de fótons através do ar ou do vácuo é governada pela lei do inverso do quadrado da distância¹⁴. O mesmo feixe de fótons se propagando através de um paciente ou de um fantom, por outro lado, é afetado não apenas pela lei dos inversos dos quadrados, mas também pela atenuação e pelo espalhamento do feixe de radiação.

¹⁴ A lei do inverso do quadrado da distância ensina que a medida que um ponto se afasta da fonte de radiação, a intensidade da radiação(ou densidade do fluxo) vai diminuindo quadraticamente.

São estes três efeitos que compõem a deposição de dose em uma fantom ou em paciente e, segundo Podgorsak e Kainz (2006), sua determinação é uma tarefa complicada.

A medida direta da distribuição de dose nos volumes dos pacientes é raramente possível conforme Khan (2003), ou mesmo "essencialmente impossível", segundo Podgorsak e Kainz (2006). No entanto, para a acurácia e precisão dos tratamentos com radiação, o conhecimento da distribuição de doses em um paciente pode ser projetada através da construção várias funções que associam a dose em um determinado ponto dentro do paciente a uma dose conhecida de um ponto de calibração estudado e interpretado com o uso de phantoms, simuladores tecido equivalente. Todos os dados necessários para o uso das funções de doses derivam de rigorosas medições em experimentos com os *phantoms*, dimensionalmente apropriados para reproduzir as condições de espalhamento e atenuação, tais quais as que ocorrem dentro do corpo. Estes dados são parâmetros fundamentais para que os sistemas de cálculo de dose possam prever com alto grau de confiabilidade a distribuição de dose em um paciente real. As subseções 1.8.2, 1.8.3 e 1.8.4, exploram algumas funções de dose importantes para a compreensão deste trabalho.

1.8.1 Conceitos fundamentais

1.8.1.1 Kerma

A grandeza Kerma, derivada da abreviação de *kinect energy released in the medium*, é uma grandeza dosimétrica não estocástica aplicável as radiações indiretamente ionizantes, como por exemplo os fótons. Ela quantifica a energia cinética média transferida pelas partículas indiretamente ionizantes as partículas diretamente ionizantes, sem a preocupação quanto ao que acontece depois desta transferência (SEUNTJENS; STRYDOM; SHORTT, 2006). Pode ser entendida como o primeiro estágio de interação da radiação com a matéria, quando a radiação, por meio das interações mencionadas na subseção 1.5.5, transmite energia para elétrons ou outros íons que constituem o material.

Quantitativamente é aceitável representar o Kerma como o quociente entre a energia média transferida pela radiação indiretamente ionizante para as partículas carregadas $d\bar{E}_{transf}$ por unidade de massa dm :

$$K = \frac{d\bar{E}_{transf}}{dm} \quad (1.45)$$

1.8.1.2 Dose absorvida

A dose absorvida é também uma grandeza dosimétrica não estocástica aplicada tanto a radiações indiretamente quanto diretamente ionizantes. Para as radiações indiretamente ionizantes, a energia é fornecida para a matéria em um processo de dois passos. No primeiro passo ocorre o processo que resulta no Kerma, isto é, a radiação indiretamente ionizante

transfere energia cinética para partículas carregadas. No segundo processo, essas partículas carregadas transferem uma parte de sua energia cinética para o meio, resultando da dose absorvida, e perdem outra parte de sua energia na forma de radiação, como por exemplo o efeito bremsstrahlung¹⁵.

A dose absorvida é quantitativamente definida como a energia média $\bar{\epsilon}$ transmitida pela radiação ionizante a matéria de massa m em um volume finito V :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.46)$$

A energia depositada $\bar{\epsilon}$ é igual a soma de todas as energias depositadas no volume de interesse menos todas as energias que deixam o volume. Como os elétrons ao receberem energia viajam pelo meio por uma determinada distância até perderem totalmente sua energia, conclui-se que esta absorção de energia não ocorre na mesma localização da transferência de energia descrita pelo Kerma.

1.8.2 Porcentagem de dose Profunda (PDP)

A porcentagem de dose profunda (PDP) é a relação percentual da dose em uma determinada profundidade para com a profundidade de dose máxima, ou região de equilíbrio eletrônico. Em termos gerais a PDP é dada por:

$$PDP = \frac{D_d}{D_{max}} \times 100 \quad (1.47)$$

onde D_d é a dose na profundidade d no eixo central do feixe e D_{max} é a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central do feixe.

¹⁵ O efeito bremsstrahlung, como a própria tradução do alemão indica, Bremsen= frear e Strahlung= radiação, é a radiação produzida quando cargas elétricas sofrem aceleração.

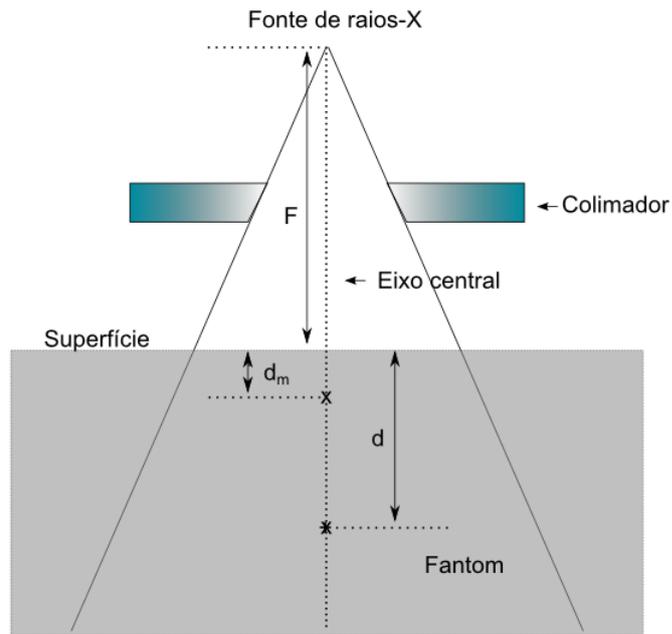


Figura 30 – Esquemática da percentagem de dose profunda. Fonte: Do autor.

A dose em uma profundidade qualquer pode ser relacionada com a dose de profundidade máxima facilmente, de acordo com a equação 1.47. No entanto, para termos acesso a qualquer dose em profundidade dentro de um volume, é importante o estabelecimento de uma equação precisa que considere os parâmetros e os efeitos da radiação com o meio. Seguindo o comentário feito no início desta seção 1.8, é importante levar em conta o espalhamento, a atenuação e a lei do inverso do quadrado da distância. Portanto, a dose em uma profundidade qualquer pode escrita de seguinte forma:

$$D_d = D_{max} \cdot \left(\frac{F + d_m}{F + d} \right)^2 \cdot B \cdot e^{-\mu(d - d_{max})} \quad (1.48)$$

onde d_m e d são respectivamente a distância ou profundidade da fonte em relação a profundidade de dose máxima e em relação a um ponto qualquer, F é a distância fonte-superfície, B é o fator de espalhamento e μ é o coeficiente de atenuação total da interação da radiação com o meio.

Pode-se substituir 1.48 em 1.47:

$$PDP = 100 \times \left(\frac{F + d_{max}}{F + d} \right)^2 \times B \cdot e^{-\mu(d - d_{max})} \quad (1.49)$$

A função de dose PDP, como visto, será dependente da profundidade do ponto de interesse, da área do campo na superfície, da qualidade da radiação e da distância

foco-superfície. Cada um destes fatores está em consonância com as interações responsáveis pela deposição de energia na matéria.

A Fig. 31, exibe a curva de PDP obtida através do comissionamento de um acelerador linear de radioterapia com energia de 6 MV. O tamanho de campo para as medidas foi de 10x10 cm e a distância foco-superfície de 100 cm.

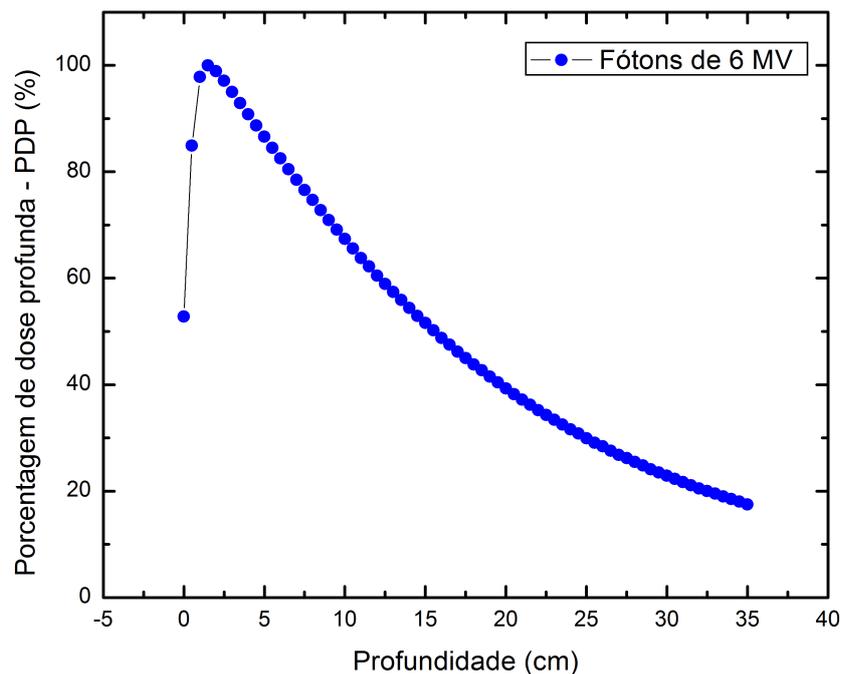


Figura 31 – Porcentagem de dose profunda em água para feixe de 6 MV do Acelerador Linear Elekta Precise do Instituto de Radioterapia São Francisco. Fonte: do Autor.

1.8.2.1 Dependência com a área do campo

A porcentagem de dose profunda se eleva com a área do campo, pois com o aumento do volume irradiado tem-se maior quantidade de radiação espalhada, conforme seção 1.5.5.4.

1.8.2.2 Dependência com a qualidade ou energia do feixe

A PDP aumenta com o aumento da energia dos feixes incidentes (KHAN, 2003). Feixes de altas energias tem maior poder de penetração e portanto transferem maior percentual de energia nas profundidades de interesse. Na prática, a qualidade do feixe é

fator determinante para a obtenção do valor do coeficiente de atenuação de massa total μ para a radiação penetrante.

1.8.2.3 Dependência com a distância foco-superfície

A distância foco-superfície, ou SSD (do inglês *source-surface distance*, influencia a PDP por conta da lei do inverso do quadrado da distância para a fluência dos fótons incidentes.

1.8.2.4 Dependência com a profundidade

Quanto maior a profundidade, menor será a PDP devido à atenuação sofrida pela radiação e pela lei do inverso do quadrado da distância, com exceção da região de *build-up*, que será explorada com maior grau de detalhe na seção 1.9.

1.8.3 Razão tecido-ar e fator de retroespalhamento (B)

A razão tecido-ar, referida também como TAR (do inglês *tissue-air ratio*) foi introduzida pela primeira vez na década de 50 como tentativa de simplificar os cálculos envolvidos em radioterapia rotacional. Neste contexto, a distância foco-superfície era constantemente alterada e conseqüentemente a PDP também se alterava. A inserção do TAR se tornou bastante útil porque sua função não é dependente da SSD.

A relação ou razão tecido-ar pode ser definida como a razão entre a dose D_f em um ponto qualquer dentro de um objeto simulador e a dose no ar D_{ar} no mesmo ponto. A situação pode ser ilustrada através da Fig. 32. Para uma dada energia de feixe, TAR depende da profundidade d e do tamanho de campo r_d em tal profundidade. A saber:

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_f}{D_{ar}} \quad (1.50)$$

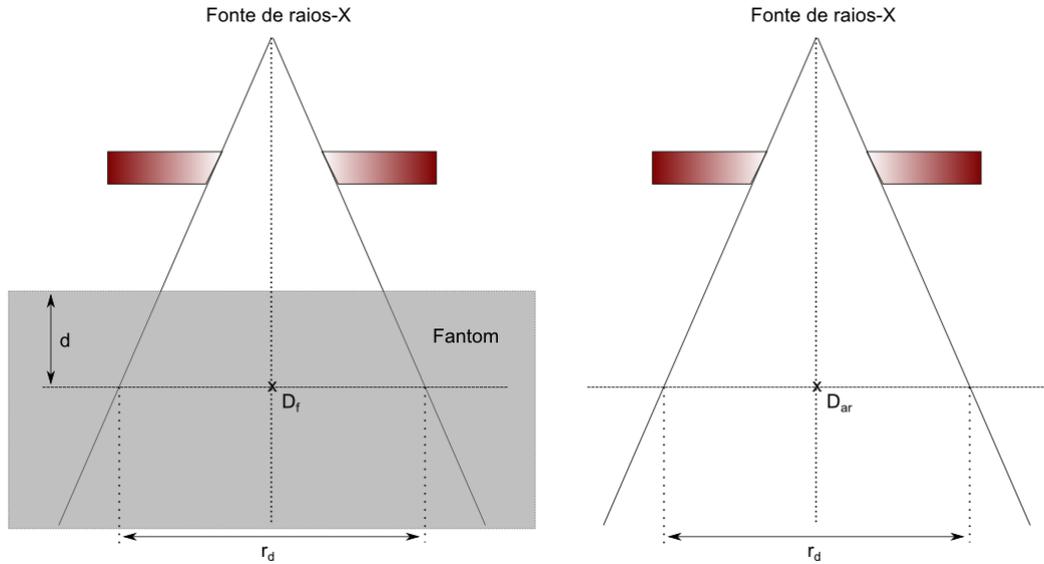


Figura 32 – Esquemática da razão tecido-ar. Fonte: Acervo do autor.

Para feixes de alta energia, a função TAR tem comportamento semelhante ao da PDP, isto é, apresenta build-up e decresce logo em seguida. O tamanho do campo de irradiação é um fator proporcional ao espalhamento. Por isso o comportamento da TAR após o build-up tende a uma diminuição exponencial. Quando a profundidade d na equação 1.50 é igual a profundidade de máximo d_{max} , o valor obtido para a TAR pode ser chamado de *fator de retroespalhamento* B .

Historicamente, conforme Morlotti (2007), o fator B era empregado na determinação das doses superficiais nos pacientes, quando se utilizavam raios X de ortovoltagem, em que o ponto de máxima dose fica próximo a superfície. No entanto, esse conceito pode ser facilmente estendido para radiações de maior energia em que o ponto de máxima dose é mais profundo. Conforme a Fig. 32, o fator de retroespalhamento pode ser escrito da seguinte forma:

$$B = \frac{D_{max}}{D_{ar}} \quad (1.51)$$

ou

$$B = TAR(d_m, r_{dmax}) \quad (1.52)$$

onde r_{dmax} é o tamanho de campo na profundidade d_m de máxima dose.

Semelhantemente a TAR, o fator de retroespalhamento é independente da distância até a fonte e depende somente da qualidade do feixe e do tamanho de campo.

1.8.4 Razão tecido-fantoma

A razão tecido-fantoma, ou TPR (do inglês *tissue-phantom ratio*), é utilizada em situações onde avaliar doses no ar se torna impraticável devido a necessidade de uma camada de build-up muito espessa. Isso acontece primordialmente na utilização de feixes de alta energia em que o alcance dos elétrons liberados pelos fótons é elevado. Desta forma, a medida de dose no ar é substituída pela medida em um objeto simulador homogêneo, em uma profundidade fixa d_r . O obtenção dos valores de TPR deve ser feita fixando a distância entre a fonte e o ponto de medida e acrescentando "quantidades de objeto simulador" (MORLOTTI, 2007) na frente do feixe, semelhantemente a TAR. Esta situação está ilustrada por meio da Fig. 33.

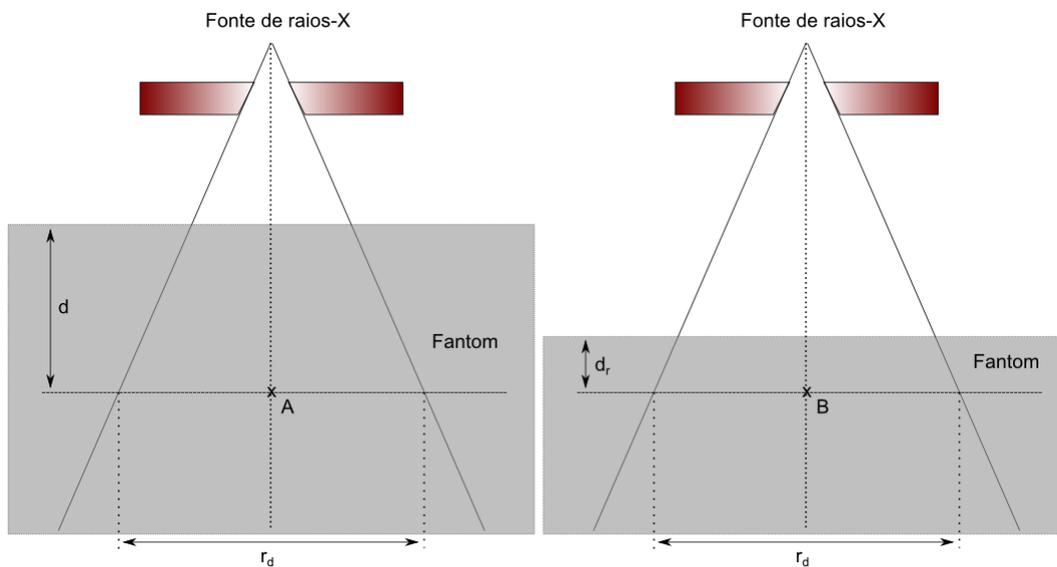


Figura 33 – Esquemática da razão tecido-fantoma. Fonte: Acervo do autor.

Matematicamente, a TPR pode ser escrita da seguinte forma:

$$TPR(d, d_r, r_d) = \frac{D_B}{D_A} \quad (1.53)$$

A TPR, da mesma forma como a TAR, é independente da distância da fonte até o ponto de medida, mas sim da espessura de material até o ponto de medida e do tamanho de campo nesta posição. Conforme recomendações da IAEA, a TPR é frequentemente empregada para determinar a qualidade dos feixes de raios X de aceleradores lineares clínicos e para calcular a dose absorvida em um paciente ou objeto simulador.

1.9 Zona de desequilíbrio eletrônico

1.9.1 Dose superficial

Para fótons de megavoltagem, a dose superficial é geralmente muito menor que a dose máxima (SEUNTJENS; STRYDOM; SHORTT, 2006). A profundidade de deposição máxima de dose costuma ocorrer a uma profundidade além das camadas dérmicas trazendo benefícios ao paciente. Este efeito físico é conhecido como preservação da pele (do inglês *sparing effect*).

A interação dos fótons com a superfície dependerá naturalmente da energia do feixe incidente. Para feixes mais energéticos, a profundidade de deposição máxima de dose é sempre maior que a dos feixes de baixa energia. No entanto, conforme atenta [Devic et al. \(2006\)](#), feixes de alta energia contaminados com elétrons e/ou fótons de baixa energia comprometem esse efeito poupador da pele.

Feixes de energia na faixa de KeV, não exibem o efeito poupador da pele justamente por apresentarem sua dose máxima na própria pele. Isto se justifica a luz da compreensão de que quanto menos energéticos forem os elétrons liberados pelos fótons incidentes, maior será a probabilidade de descreverem trajetórias curtas, reagindo assim com a própria pele. Embora não desejada para terapias que intentam alcançar regiões em profundidade, a deposição de dose máxima próxima da superfície é essencial para a prática das terapias de ortovoltagem, frequentemente empregadas para tratamentos de doenças e neoplasias localizadas na pele dos pacientes.

Segundo [Seuntjens, Strydom e Shortt \(2006\)](#), a dose superficial representa a contribuição de:

- Fótons espalhados pelos colimadores, pelos filtros aplainadores ou mesmo pelo ar;
- Fótons retro-espalhados pelo paciente, conforme possibilidade de espalhamento Compton para ângulos de 180° ;
- Elétrons de alta energia produzidos pelas interações dos fótons no ar e com quaisquer outras estruturas exteriores ao paciente.

1.9.2 Região de build-up

A região de doses entre a superfície ($z = 0$) e a profundidade de máxima dose ($z = z_{max}$) para fótons de megavoltagem é referida como região de build-up. Conforme exposto e indicado na Fig. 34, esta região é caracterizada por uma variação pronunciada do PDP de um feixe de megavoltagem.

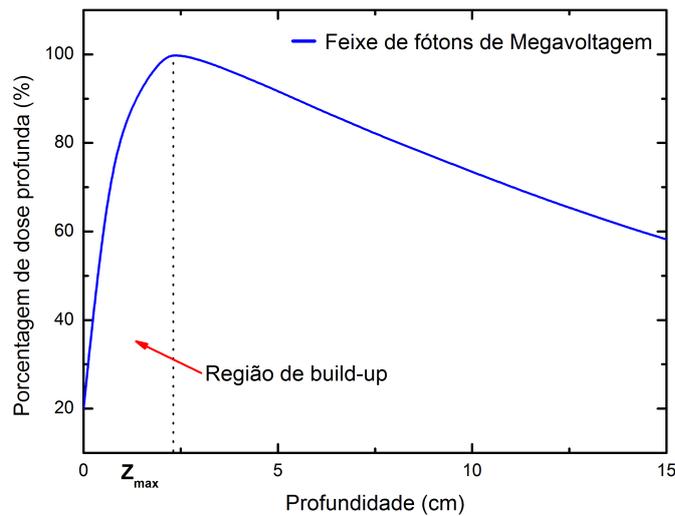


Figura 34 – Curva de PDP de um feixe de alta energia. Fonte: do Autor.

É razoável explicar fisicamente a região de build-up em termos de dois eventos (KHAN, 2003):

- **A)** Como os fótons de alta energia incidente penetram o paciente ou fantom, elétrons de alta energia serão ejetados da superfície e de suas camadas adjacentes;
- **B)** Estes elétrons ejetados depositam sua energia a uma significativa distância de sua origem;
- **C)** Por conta de **A** e **B**, a fluência dos elétrons e conseqüentemente a dose absorvida aumentam com a profundidade até que eles atinjam um máximo. No entanto, a fluência de energia dos fótons continua a diminuir com a profundidade e, em função disso, a produção de elétrons também decresce com a profundidade. O efeito líquido desses eventos é que a partir de uma certa profundidade a dose começa a decrescer com a profundidade.

Conforme Khan (2003) e (SEUNTJENS; STRYDOM; SHORTT, 2006), é instrutivo compreender o fenômeno da região de build-up a luz dos conceitos de dose absorvida e quantidade de kerma. Neste trabalho, estes conceitos foram apresentados nas subseções 1.8.1.2 e 1.8.1.1.

Geralmente, o Kerma de colisão¹⁶ (K^{col}) em uma localização particular, isto é, a energia transferida pelos fótons às partículas diretamente ionizantes do meio, não culmina na absorção desta mesma energia por esta localização. Isto é devido ao alcance dos elétrons liberados pelos fótons de alta energia, fazendo-os interagir na maioria das vezes em um ponto distante do qual começou sua trajetória.

A razão entre a dose absorvida e o kerma de colisão pode ser expresso por:

$$\beta = \frac{D}{K^{col}} \quad (1.54)$$

Se for assumido que em uma determinada situação não há atenuação ou espalhamentos dos fótons incidentes sobre o volume, tem-se que $\beta \approx 1$.

As Fig.35 e Fig. 36 ilustram a relação entre kerma de colisão e dose absorvida na região de buildup. A Fig. 35 apresenta esta relação sob a condição de equilíbrio eletrônico e a Fig. 36 por sua vez expressa a relação balizada pela condição de equilíbrio eletrônico transiente.

Quando um feixe de fótons de alta energia penetra em um meio, pode-se afirmar que o Kerma é máximo na superfície e decresce com a profundidade, já que representa a energia transmitida pelos fótons às partículas diretamente ionizantes. O comportamento do Kerma será de um simples decrescimento, já que a medida que a profundidade aumenta a fluência de fótons diminui. Por outro lado, a dose absorvida primeiro tem uma aumento com a profundidade até o ponto de absorção máxima. Isto resulta do aumento da fluência de partículas carregadas liberadas pelo feixe de fótons e do alcance dos elétrons de alta energia.

Hipoteticamente, conforme a Fig. 35, se não existir atenuação e espalhamento de fótons no meio e mesmo assim houver produção de elétrons, ocorre que: A região de buildup ($\beta < 1$) é seguida por uma região de completo equilíbrio eletrônico, onde $D = k^{col}$ ($\beta = 1$).

Em uma situação mais realística, considerando o grande efeito da atenuação e do espalhamento nos fótons, ocorre de acordo com a Fig. 36 a região de equilíbrio eletrônico transiente, onde existe essencialmente uma relação constante entre o kerma de colisão e a dose absorvida. Isto acontece porque a energia média e o alcance dos elétrons liberados pelo feixe de fótons de alta energia não varia apreciavelmente com a profundidade do meio.

No ponto de profundidade de deposição máxima de dose no meio, é admissível assumir que realisticamente há um equilíbrio eletrônico. Sendo assim, neste local ter-se-à

¹⁶ O kerma pode ser dividido em Kerma de colisão e kerma de radiação. O kerma de colisão diz respeito a energia transferida por colisões inelásticas, isto é, ionizações e excitações com os elétrons atômicos. O kerma de radiação corresponde a energia perdida por meio de colisões com o núcleo atômico, que é geralmente muito pequena e será desconsiderada na avaliação da região de build-up

$$D = K^{col}.$$

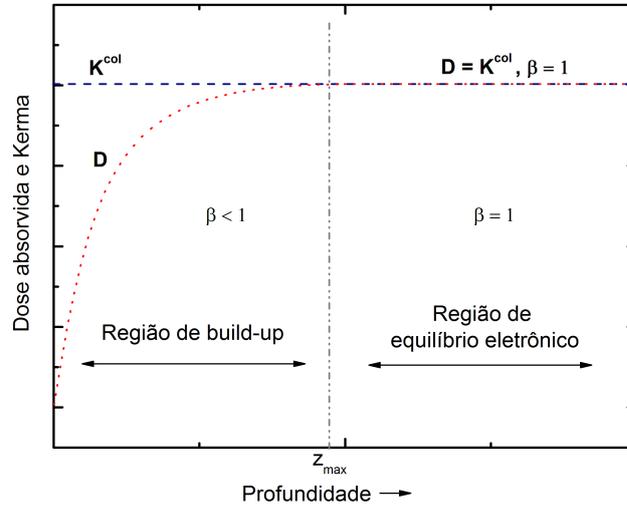


Figura 35 – Dose absorvida D e kerma de colisão K^{col} para fótons de feixes de megavoltagem em função da profundidade do meio em uma hipotética situação sem espalhamento e atenuação. β é a razão entre dose absorvida e kerma de colisão. Fonte: adaptada de Khan (2003).

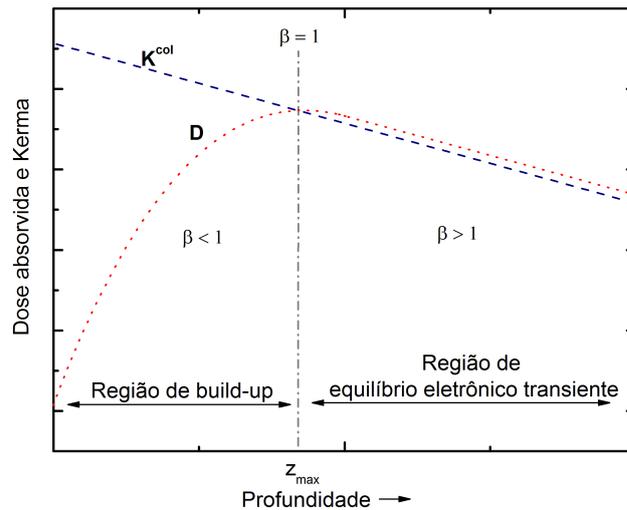


Figura 36 – Dose absorvida D e kerma de colisão K^{col} para fótons de feixes de megavoltagem em função da profundidade do meio em uma situação mais realística, isto é, considerando o espalhamento e a atenuação. β é a razão entre dose absorvida e kerma de colisão. Fonte: adaptada de (KHAN, 2003).

1.10 Métodos computacionais de cálculo de dose

Segundo o relatório 83 da ICRU, existem duas classes principais de algoritmos computacionais de cálculo da distribuição de dose: os baseados em correções e os baseados em modelos. Pode-se também classificar estes algoritmos, conforme [Trindade \(2011\)](#), como estocásticos ou determinísticos.

Nos algoritmos determinísticos, a dose absorvida é primeiramente medida em um objeto simulador de água com um feixe retangular incidindo perpendicularmente a superfície do objeto e depois a distribuição de dose é parametrizada em função do tamanho do campo, profundidade e da distância entre a fonte e a superfície de incidência. Esta parametrização é então corrigida para a presença de diversos acessórios que modificam a natureza do feixe de fótons, tais como: blocos colimadores; cunhas ou compensadores de tecidos; superfície irregulares e inomogeneidades do meio absorvedor ([FLOSI, 2011](#)). Os métodos determinísticos são computacionalmente mais eficientes, já que demandam com os computadores atuais, um intervalo de processamento conveniente para a prática clínica. Este fato faz dos métodos determinísticos os mais utilizados em sistemas comerciais ([TRINDADE, 2011](#)). O problema destes métodos vem do fato de que não existe um modelo físico que explique adequadamente o comportamento do núcleo atômico em todas as situações ([TRINDADE, 2011](#)). Desta forma, estes métodos são na verdade aproximações de cálculo da dose absorvida, através da correção da dose medida em um objeto simulador apropriado, podendo resultar em erros de algum significado para regiões críticas.

Os algoritmos baseados em métodos estocásticos podem ser representados pelo Método de Monte Carlo e seus diversos aperfeiçoamentos. O método de Monte Carlo (MMC) pode ser descrito como um método estatístico, no qual se utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização de uma simulação. Em termos de transporte de radiação, o processo estocástico pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas individuais mudam aleatoriamente em cada colisão. O comportamento médio dessas partículas é descrito em termos de grandezas macroscópicas, como fluxo ou densidade de partículas. O valor esperado dessas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzman (que rege o fenômeno de transporte de radiação). Grandezas específicas como energia depositada ou dose são derivadas destas grandezas ([YORIYAZ, 2009](#)).

1.11 TBI

A Irradiação de corpo inteiro, também conhecida como TBI (do inglês, *Total Body Irradiation*), compreende a prática radioterápica cujo o interesse é distribuir dose homogênea sobre todo o corpo do paciente. Geralmente, a TBI é utilizada em conjunção com a quimioterapia para propiciar a imunossupressão do pacientes antes de ser submetido

a um transplante de medula óssea (ONAL et al., 2017) (EATON et al., 2017). Em acordo com Motta e Matiello (2013), a TBI traz como principal vantagem o acesso a áreas denominadas santuários de células neoplásicas, como o sistema nervoso central ou gônadas, onde as drogas não penetram.

Quando a TBI foi proposta, os tratamentos empregavam aplicação única de aproximadamente 10 Gy. Mais tarde, percebeu-se que um regime de múltiplas frações poderia reduzir a toxicidade sem comprometer o controle tumoral. Atualmente, um dos esquemas terapêuticos mais utilizados é a dose de 12 Gy, fracionada em seis partes, durante três dias, com taxa de dose de 0,05 Gy/min a 0,5 Gy/min e com intervalo acima de seis horas entre uma aplicação e outra (MOTTA; MATIELLO, 2013).

Conforme afirma Motta e Matiello (2013), os tratamentos por TBI são complicados em função das incertezas da dosimetria, bem como pela grande variação de dose no volume-alvo. Em decorrência disto, é salutar que instalações em processo de implantação da TBI promovam uma rigorosa simulação de um tratamento a partir da utilização de simuladores antropomórficos juntamente com um ferramental dosimétrico confiável. A uniformidade de dose permitida na TBI é de $\pm 10\%$ da dose prescrita pelo radiooncologista (PODGORSAK; KAINZ, 2006).

1.11.1 Doenças tratadas com a TBI

Conforme foi mencionado no início desta seção, a TBI é utilizada como parte da preparação para o transplante de medula óssea. As frequentes doenças tratadas a partir do transplante são (PODGORSAK; KAINZ, 2006):

- Vários tipos de leucemia (Linfoma linfoblástico agudo, linfoma não linfoblástico agudo, linfoma mieloide crônico);
- Linfomas malignos;
- Anemia Aplástica.

1.11.2 Aspectos técnicos da TBI

A administração da TBI envolve a utilização de aceleradores lineares ou unidades de Cobalto-60. Os feixes terapêuticos podem ser aplicados estaticamente em campos da ordem de $70 \times 200 \text{ cm}^2$ ou através de arcos com campos de dimensões menores. Usualmente, campos paralelos opostos são empregados para proporcionar a homogeneidade de dose sobre todo o volume de do corpo. Conforme Podgorsak e Kainz (2006), as técnicas de TBI podem também ser realizadas com equipamentos modificados e instalados exclusivamente para este fim (MOTTA; MATIELLO, 2013).

Resumidamente, podemos classificar as técnicas de TBI conforme a Distância foco superfície utilizada e conforme o modo de posicionamento do paciente na sala. Cada técnica dependerá naturalmente da capacidade do equipamento em estabelecer campos suficientemente capazes de contemplar todo o paciente a distâncias curtas ou longas. Conforme exhibe a situação (a) da Fig. 37, a TBI pode ser efetuada por meio de dois campos paralelo opostos dirigidos a um paciente posicionado a uma curta distância do foco do feixe. Alternativamente, uma unidade de cobalto adaptada, conforme mostra a situação (b) poderá ser utilizada para a irradiação do paciente a uma curta distância da fonte. Neste caso, o paciente deverá ser posicionado em decúbito dorsal e posteriormente em decúbito ventral para permitir a homogeneidade da dose no volume alvo. Se as dimensões do campo máximo de abertura dos colimadores não for capaz de permitir o posicionamento do paciente na mesa de tratamento, este último poderá ser posicionado a uma longa distância da fonte dentro da sala de tratamento. Neste caso o paciente poderá estar em pé (c) ou deitado em uma mesa projetada especialmente para este fim (d).

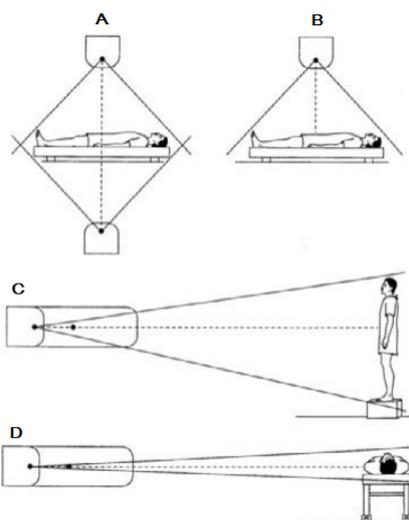


Figura 37 – Técnicas de TBI frequentemente utilizadas na prática clínica: (A) Dois campos paralelos opostos em SSD curta; (B) Equipamento adaptado de Cobalto 60 para a irradiação de corpo inteiro em SSD curta; (C) Em grande SSD, irradiação do paciente em pé e; (D) Em grande SSD, irradiação do paciente em mesa adaptada. Fonte: Do autor.

Parte III

Materiais e Métodos

2 Calibrações

2.1 Calibração dos Aceleradores Lineares Clínicos

A calibração dos Aceleradores Lineares é uma tarefa essencial para garantir a entrega controlada de radiação ao paciente. Na prática, o que se pretende é verificar a consistência de um fator que estabelece a relação entre um parâmetro unitário do equipamento e a dose. Esse fator, conhecido como fator de calibração, deve ser aferido constantemente para assegurar a qualidade dos tratamentos administrados. No entanto, é importante situar que a calibração é uma atividade posterior a um processo conhecido como Comissionamento, através do qual se obterá com grande rigor metrológico medidas de dose absoluta e relativa, fornecidas pelos campos de tratamento do aparelho em inúmeras configurações de incidência e colimação. Com o comissionamento torna-se conhecido o comportamento do feixe e seus detalhes dosimétricos na entrega de dose aos pacientes. Esta coleção de informações é utilizada para alimentar os softwares de cálculo e planejamento que serão utilizados pelos físicos médicos durante a elaboração dos planos radioterápicos. A calibração se ocupará de verificar com regularidade a constância do fator de calibração em uma dosimetria de referência.

A calibração dos Aceleradores Lineares Elekta Precise; Elekta Synergy; Varian Clinac-6X e Varian Clinac 2100; seguiu as orientações estabelecidas pelo relatório 398 da IAEA (IAEA, 2004) e pelo *task group* 51 da AAPM (do inglês *American Association of Physicists in Medicine*) (ALMOND et al., 1999b). A dosimetria dos feixes de fótons e elétrons em Radioterapia, tal como proposto pelos documentos supracitados, compreende a utilização de câmaras de ionização para medidas de dose em um ponto de referência. Conforme Rodrigues et al. (2006), a determinação da dose absorvida na água é dada simplesmente pelo produto da leitura da câmara de ionização, pelo fator de calibração em termos da dose absorvida na água e pelo produto dos fatores de correção. Estes fatores de correção levam em consideração todos os efeitos devidos às grandezas de influência que diferem do valor de referência. Isto pode ser obtido experimentalmente pela comparação da câmara de ionização com o padrão primário, sob condições de referência.

Para a calibração dos Aceleradores utilizados neste trabalho foi utilizada uma Câmara de Ionização Cilíndrica modelo Farmer, fabricada pela Nuclear Enterprises. A câmara de ionização foi previamente calibrada no Laboratório do Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (IPEN), credenciado para o exercício de calibrações de instrumentos de dosimetria.

A Fig. 38 ilustra a configuração de tratamento utilizada para a calibração dos

Aceleradores Lineares. Um simulador geométrico conhecido como água sólida foi empregado para reproduzir a interação da radiação incidente com a água. A distância da fonte do feixe (alvo) até a superfície (SSD, do inglês *Source surface distance*) foi igual a 100 cm. O campo de tratamento foi de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e a profundidade de medida com a câmara de ionização (CI) foi de 5 cm.

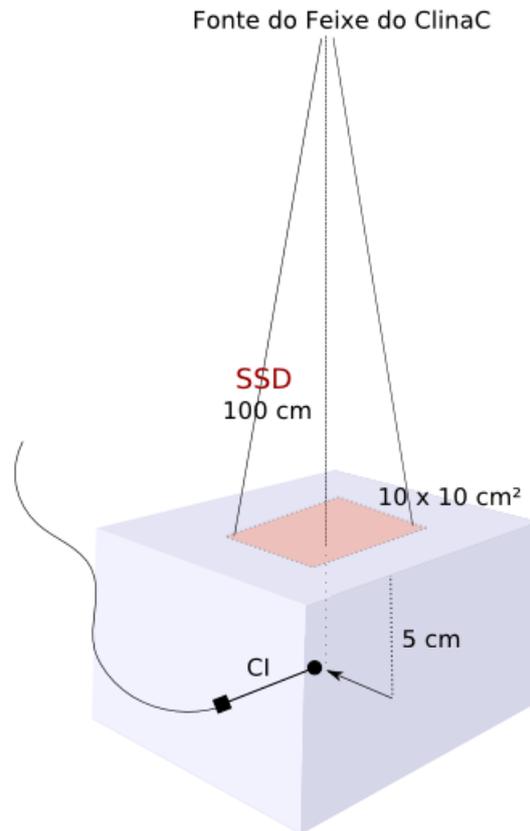


Figura 38 – Setup de Calibração dos Aceleradores Lineares. Fonte: Do Autor.

2.2 Seleção e Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes

Para os trabalhos descritos nesta Tese, foram obtidos 184 TLDs-100 LiF:Mg;Ti produzidos pela Harshaw. O material termoluminescente tem o formato de um chip e possui dimensões nominais de 3,17 mm x 3,17 mm x 0,89 mm. Conforme [Matsushima \(2010\)](#), os dosímetros termoluminescentes devem ser manipulados sempre com o auxílio de pinças para evitar a contaminação. Nesse sentido, procurou-se manusear os TLD-100 com pinças metálicas apropriadas.

2.2.1 Tratamentos Térmicos

Antes de cada irradiação, os TLD-100 foram submetidos a um ciclo de tratamento térmico. Conforme destacou a subseção 1.6.2.8, existem na literatura vários modelos de tratamentos térmicos adequados para inúmeras aplicações da dosimetria termoluminescente (British Standards Institution, 2014). O ciclo de tratamento térmico escolhido foi o recomendado pelo fabricante Harshaw/Bicron, que consiste em submeter os TLDs-100 a uma temperatura de 400°C por uma hora e, em seguida, tratá-los por duas horas a uma temperatura de 100°C . Os tratamentos térmicos de 400°C foram realizados no forno Lavoisier, controlado pelo aparelho eletrônico digital microprocessado modelo HW 4900. Os tratamentos térmicos a 100°C foram realizados por meio da estufa de esterilização modelo 3 (ICAMO). Os aparelhos estão instalados no Serviço de nanomateriais do CDTN (Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear).

2.2.2 Sistema de Leitura

O arranjo de leitura dos TLD-100 está esquematizado na Fig. 39. O dosímetro irradiado é colocado em um prancheta onde será aquecido segundo um ciclo pré-determinado. A luz emitida é medida por um tubo fotomultiplicador (PMT, do inglês *photomultiplier tube*) responsável por converter o sinal de luz em corrente elétrica. A corrente é então amplificada e registrada pelo equipamento.

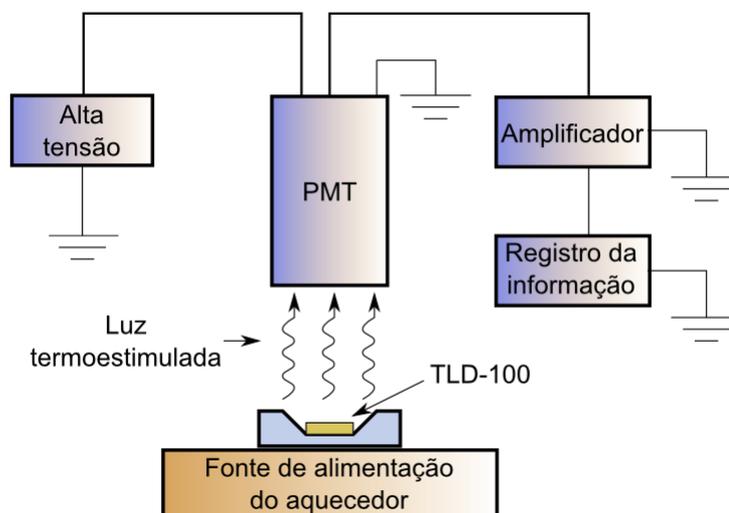


Figura 39 – Ilustração esquemática do aparato de medida para as emissões termoluminescentes. Fonte: Acervo do Autor.

O equipamento de leitura empregado nesse trabalho foi a TL Harshaw/Bicron, modelo 4500, pertencente a unidade de calibração de dosímetros do CDTN. Acoplado ao ferramental de registro da intensidade TL, foi utilizado o software WinREMS (*Windows*

Radiation Evaluation and Management System como sistema de avaliação instalado em um computador em comunicação com a máquina de leitura.

Durante o processo de leitura do sinal TL, a leitora foi pré-aquecida atingindo a temperatura de 50°C . Para a aquisição do sinal, foi configurado um aquecimento controlado a taxa de 10°C por segundo na faixa entre 50°C e 300°C .

Para melhorar a precisão das respostas à baixa exposição e para aumentar a vida útil da prancheta, o modelo 4500 operou com um fluxo de nitrogênio ao redor da prancheta. O fluxo de nitrogênio elimina o oxigênio presente na área de leitura e, conseqüentemente, elimina os indesejados sinais TL induzidos pelo oxigênio. O nitrogênio é também distribuído através da câmara do tubo fotomultiplicador para eliminar a umidade causada por condensação.

Antes de cada conjunto de leituras, uma avaliação do sinal residual foi realizada para evitar que sinais não pertencentes a amostra fossem considerados.

2.2.3 Seleção dos TLDs-100

Os TLDs obtidos para este trabalho foram disponibilizados sem uma informação prévia de sua história ou sua qualidade. Desta forma, fez-se necessário um procedimento de seleção que pudesse excluir os TLDs "danificados" ou sem boa reprodutibilidade.

Os TLDs foram acomodados em pranchetas metálicas e submetidos a vários ciclos de tratamento térmico, conforme especificado em 2.2.1. A repetição dos ciclos térmicos se justificou para eliminar as informações residuais antigas, de maior ou menor estabilidade.

Os dois conjuntos de 100 e 84 TLDs foram então irradiados com uma dose de 100 mGy através de uma fonte de Césio-137 com atividade de até 100 mCi. As irradiações para o trabalho de seleção dos dosímetros TL foram realizadas no Laboratório de calibração de dosímetros do CDTN.

O processo tratamento térmico seguido de irradiação a 100 mGy foi realizado três vezes para todos os dosímetros. Após cada irradiação foram feitas as leituras de todos os TLD-100.

2.2.4 Estatística envolvida nas avaliações

Determinou-se a média aritmética e o desvio padrão das três leituras individuais de cada dosímetro. A média aritmética (Eq. 2.1) é a melhor estimativa disponível do valor esperado de uma grandeza q que varia aleatoriamente e para qual n observações independentes q_k foram obtidas sob as mesmas condições de medição:

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n q_k \quad (2.1)$$

As observações individuais q_k diferem em valor por causa de variações aleatórias nas grandezas de influência dos efeitos aleatórios. A variância experimental $s^2(q_k)$ das observações é dada por:

$$s^2(q_k) = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (q_k - \bar{q})^2 \quad (2.2)$$

A raiz quadrada positiva desta variância $s(q_k)$ é denominada desvio padrão experimental ou simplesmente desvio padrão (σ) e caracteriza a variabilidade dos valores q_k observados, mais especificamente, sua dispersão em torno da média. A variância da média, $s^2(\bar{q})$, é dada por:

$$s^2(\bar{q}) = \frac{s^2(q_k)}{n} = \frac{1}{n(n-1)} \sum_{k=1}^n (q_k - \bar{q})^2 \quad (2.3)$$

onde a raiz quadrada positiva de $s^2(\bar{q})$ é o desvio padrão experimental da média $s(\bar{q})$. Este valor quantifica quão bem \bar{q} estima o valor esperado de q e qualquer um dentre eles pode ser usado como medida da incerteza de \bar{q} . Esta estimativa da variabilidade das medidas devido a erros aleatórios por meio do desvio padrão supõe que a frequência das medidas obedece à distribuição gaussiana. O procedimento estatístico usualmente indicado para o tratamento de medidas experimentais consiste justamente em obter a: média aritmética, alcançada por 2.1; o desvio padrão experimental, obtido por meio de 2.2; e o desvio padrão da média, obtido por meio de 2.3.

A expressão da reprodutibilidade representa a variação dos dados em várias medidas. Esta grandeza foi fundamental para eliminar os dosímetros que apresentaram um índice não satisfatório desta variação. A reprodutibilidade pode ser interpretado como a variação dos dados em relação a média, o coeficiente de variação(*C.V.*):

$$C.V. = \frac{\sqrt{s^2(q_k)}}{\bar{q}} \times 100 \quad (2.4)$$

Para a correta expressão dos resultados juntamente com a consideração do erro experimental, as grandezas foram expressas da seguinte forma: **Valor da grandeza = média das n medidas \pm desvio padrão da média**. O uso desta expressão pressupõe que, durante a realização de uma série de medidas, não ocorreram erros grosseiros, que os erros sistemáticos ou estiveram ausentes, ou foram devidamente compensados, ou são de ordem de grandeza inferior aos erros aleatórios, e que todas as demais fontes de erros contribuíram aleatoriamente, ora para aumentar, ora para diminuir o valor da grandeza.

2.2.5 Calibração dos TLD-100

Segundo [Morlotti \(2007\)](#), a calibração de um dosímetro Termoluminescente deve ser feita através da irradiação com doses conhecidas, produzidas por feixe de energia semelhante ao que se quer avaliar a dose. Desta forma, os TLDs selecionados para utilização nos experimentos deste trabalho foram calibrados em um feixe de fótons do Acelerador Linear Elekta Precise, de energia de 6 MV. Esta energia foi a única energia empregada nos tratamentos propostos por esta tese.

Para se obter as condições de equilíbrio eletrônico necessárias para o preciso cálculo da dose, foi utilizado o objeto simulador Virtual Water (Fig. 40).



Figura 40 – Simulador geométrico Virtual Water. Fonte: do Autor.

Todas as irradiações envolvidas no processo de calibração foram realizadas no mesmo dia. O setup de calibração seguiu as recomendações do TRS-398 ([IAEA, 2004](#)). O objeto simulador Virtual Water foi posicionado com distância foco superfície (SSD) de 100 cm e foi ajustado o campo sobre a superfície com a dimensão $10 \times 10 \text{ cm}^2$, segundo a ilustração esquemática [41](#). Considerando que a profundidade de dose máxima na água fornecida pela câmara de ionização Farmer para o feixe de 6 MV é de $1,5 \text{ cm}$, fez-se conveniente reproduzir as condições de equilíbrio eletrônico nessa profundidade. Para tanto, considerando que o suporte dos TLDs possui uma placa de acrílico em ambas as faces com $0,4 \text{ mm}$ de espessura, para se conseguir a profundidade de $1,5 \text{ cm}$ foi utilizada uma placa do simulador Virtual Water com espessura de 1 cm sobre o suporte com os TLDs. Segundo o relatório 398 da IAEA ([IAEA, 2004](#)) e o BS ISO 28057:2014 ([British Standards Institution, 2014](#)), a densidade do acrílico (PMMA) é de $1,190 \text{ cm}^3/\text{g}$. Isto concorre para que os $0,4 \text{ cm}$ de espessura da tampa de acrílico sejam equivalentes a $0,5 \text{ cm}$ de água ([BARSANELLI, 2006](#)) ([KHAN, 2003](#)). Somando as espessuras do fantom Virtual Water e da a capa de acrílico do suporte de TLDs alcançou-se a espessura necessária para

se ter a profundidade de dose máxima, igual a $1,5\text{ cm}$. Abaixo do suporte com os TLDs também foi colocada uma placa de Virtual Water de 4 cm com o intuito de simular o retroespalhamento e evitar uma subdosagem do conjunto em calibração.

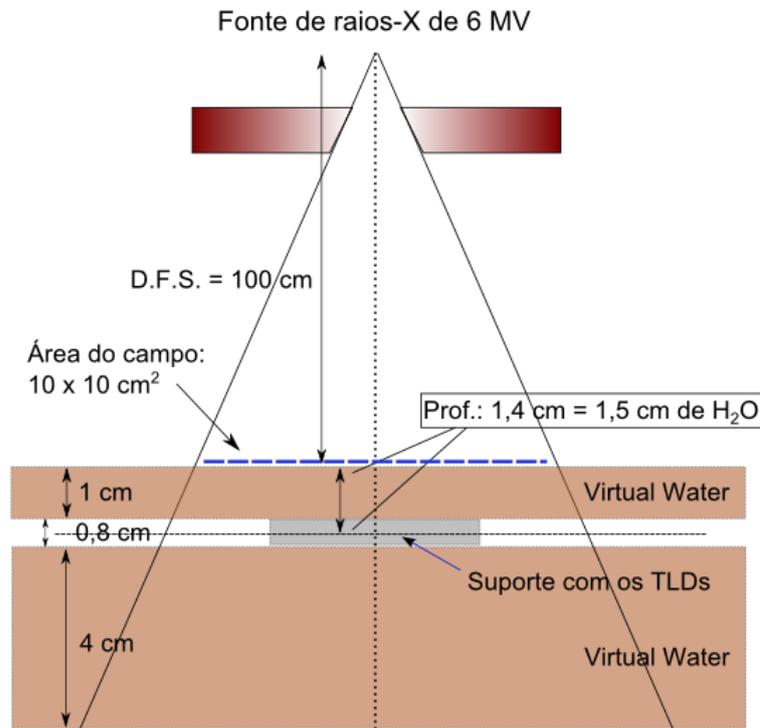


Figura 41 – Setup para calibração do TLD-100 segundo o TRS-398. Fonte: Acervo do Autor.

Para o melhor entendimento da configuração e o posicionamento dos TLDs dentro do suporte, a Fig. 42 ilustra detalhadamente a geometria e a posição do arranjo.

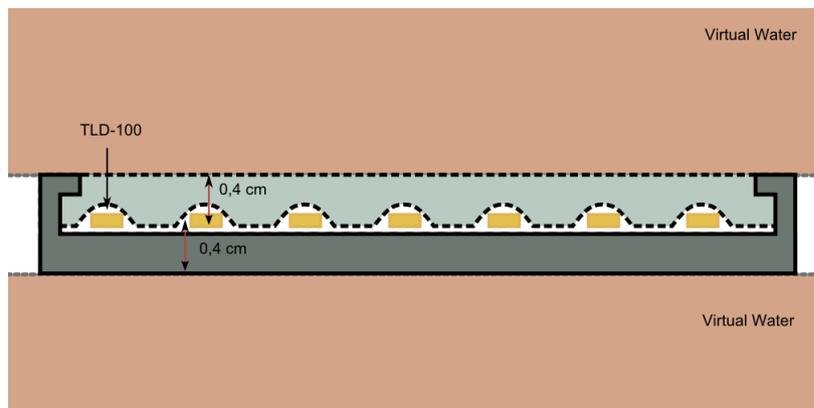


Figura 42 – Diagrama da geometria de posicionamento dos TLDs no suporte para irradiação. Fonte: Acervo do Autor.

A calibração dos TLD-100 foi feita a partir da irradiação de grupos de TLDs posicionados nas condições de referência para várias doses. Quatro dosímetros foram

destacados e lidos sem ter sido irradiados com o intuito de medir a leitura TL média para a dose de 0 cGy. Outros 40 dosímetros foram separados em 10 grupos. Cada grupo foi alocado dentro do suporte na configuração de calibração e irradiado com uma dose específica. A tabela 4 apresenta a dose a qual foi submetido cada grupo de dosímetros.

Tabela 4 – Correspondência entre o grupo e a dose irradiada nas configurações de calibração.

Grupo de TLDs	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dose (cGy)	25	50	75	100	125	150	175	200	225	250

Os resultados obtidos por cada TLD de cada grupo foram tratados estatisticamente para que fosse construída uma curva de calibração de 0 a 250 cGy.

2.2.6 Avaliação da supralinearidade dos TLD-100

A relação dose-resposta termoluminescente, pode ser descrita por [Moscovitch et al. \(1993\)](#):

$$f(D) = \frac{F(D)/D}{F(D_1)/D_1} \quad (2.5)$$

onde D é a dose e $F(D)$ é a intensidade do sinal TL. Os termos D_1 e $F(D_1)$ referem-se a situação de baixas doses.

De acordo [Moscovitch et al. \(1993\)](#), a maioria dos materiais TL, incluindo o LiF:Mg,Ti, possuem o termo $F(D_1)/D_1$ igual a 1, isto é, tem dose-resposta aproximadamente constante para baixas doses. No entanto, a partir de 1 Gy, é reportado na literatura um comportamento supralinear do TLD-100, significando um fator dose-resposta que se altera a partir desta limite. Com o intuito de se evitar avaliações incorretas, o ajuste linear para a obtenção da curva de calibração foi um ajuste quadrático, não linear, já que em uma parte significativa de nossa análise há uma alteração do fator dose resposta.

2.3 Calibração dos filmes radiocrômicos

2.3.1 O filme EBT-3

Este trabalho utilizou o filme radiocrômico EBT-3 (*Gafchromic EBT*), desenvolvido para verificação dosimétrica na faixa de 0,01 Gy a 8,00 Gy. Em todo o processo experimental,

foram usados filmes pertencentes a dois lotes válidos.

2.3.2 Cuidados na manipulação dos filmes radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos EBT-3 possuem como grande vantagem a baixíssima sensibilidade a luz, podendo ser manipulados fora de uma câmara escura. No entanto, alguns cuidados são necessários para garantir a acurácia das avaliações dosimétricas. Embora a luz visível não polimerize a camada ativa do filme dosimétrico, algumas lâmpadas convencionais são capazes de emitir fótons de comprimentos de onda na faixa do ultravioleta, que podem ser danosos ao filme. Portanto, com o intuito de evitar qualquer registro dosimétrico fora do âmbito de medida, evitou-se a manipulação dos EBT-3 na presença de luz.

Diferentemente das versões antigas da série EBT, o EBT-3 apresenta estrutura simétrica, conforme exposto em 1.6.3.1. Tal fato concorre para a obtenção de um mesmo resultado, seja pelo escaneamento de uma face ou de outra do filme.

2.3.3 Escaneamento e aquisição das imagens

A aquisição da informação dosimétrica contida nos filmes radiocrômicos é espectral, isto é, está relacionada a informação óptica do material. Neste trabalho valeu-se do escaneamento como método de aquisição digital das imagens para posteriormente serem analisadas e manipuladas pelos softwares específicos.

O escaneamento foi possível através de um Scanner de alta resolução, conectado a um computador. As operações de escaneamento foram realizadas em um laboratório do CDTN. Os filmes foram escaneados individualmente, sempre com o cuidado de posicioná-los no centro da interface translúcida de leitura. Para a aquisição das imagens, o Scanner operou em três canais de cores (vermelho, verde e azul) com resolução espacial de 600 ppi (ponto por polegada). As imagens foram salvas no formato TIFF, com a compressão LZW (Lempel-Ziv-Welch), cujo algoritmo é simétrico, adaptativo e sem perdas.

2.3.4 Análise das imagens

De acordo com a discussão das características espectrais do filme EBT-3 em 1.6.3.2, o espectro de absorção do mesmo é maior na região do vermelho do espectro visível. Para aproveitar tal sensibilização na região do vermelho, empregou-se a separação dos canais RGB para obter separadamente cada cor, e assim qualificar o método de análise dosimétrica.

2.3.5 Calibração dos filmes EBT-3

Analogamente ao TLD-100, os filmes EBT-3 também não são detetores absolutos e exigem uma calibração para o seu uso. A calibração do EBT-3 consistiu basicamente em encontrar uma relação entre a densidade óptica (OD, do inglês *Optical density*) do filme e a dose absorvida pelo mesmo. Para tanto, realizou-se a exposição do filme com doses conhecidas e confirmadas por um dosímetro de referência. Posteriormente, através de um software apropriado, houve a obtenção da curva de calibração através da associação entre a OD e a dose.

Entende-se por coeficiente de transmissão da luz em um filme, ou mesmo transmissão (T), a razão entre a quantidade de luz que consegue ultrapassar o material I pela quantidade que nele incide I_0 , como mostra a equação seguinte:

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (2.6)$$

No entanto, a prática dosimétrica com filmes geralmente emprega o uso do grau de enegrecimento do filme, medido a partir da densidade óptica OD, para quantificar essa transmitância.

Este grau de enegrecimento, medido e avaliado a partir de OD da região, é dado pelo logaritmo na base 10 do inverso do coeficiente de transmissão da luz (COELHO, 2010), de acordo com a equação seguinte:

$$OD = \log_{10} \frac{1}{T} = \log_{10} \frac{I_0}{I} \quad (2.7)$$

Com as necessárias correções de background recomendadas e reportadas na literatura (ISP, 2007) (MARTISÍKOVÁ; ACKERMANN; JÄKEL, 2008) (DEVIC et al., 2004) (DEVIC et al., 2005b). Analiticamente, os valores de OD dos filmes analisados neste trabalho se pautaram na seguinte relação:

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0 - I_{back}}{I - I_{back}} \right) \quad (2.8)$$

Como as informações ópticas adquiridas do filme através do escaneamento referem-se a intensidade de cor no padrão RGB, I , I_0 e I_{back} foram tomados como o valor medido pelo pixel na escala de 0 a 255, segundo o padrão computacional que orienta a intensidade de cada cor. A Intensidade I_0 , representa a intensidade do filme não irradiado, enquanto que a intensidade I diz respeito a intensidade do filme irradiado.

O desvio padrão das densidades ópticas dos filmes radiocrômicos sensibilizados e não sensibilizados, foram calculados da seguinte forma (NOGUEIRA, 2012)(DEVIC et al., 2004):

$$\sigma_{OD} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\frac{\sigma_{I_0}^2 + \sigma \sigma_{back}^2}{(I_0 - I_{back})^2} + \frac{\sigma_I^2 + \sigma \sigma_{back}^2}{(I - I_{back})^2}} \quad (2.9)$$

Para calibração dos filmes EBT-3, recortou-se¹ as folhas do EBT-3 em alguns pedaços de dimensões quadradas de 2cm. Ao todo, foram recortados 9 quadrados de filme EBT-3 para o procedimento de calibração. Cada um destes filmes foi irradiado com uma dose específica para posterior correspondência entre a OD do filme e a dose administrada. A tabela 5 exibe a distribuição de doses planejadas para cada filme de calibração.

Tabela 5 – Correspondência entre a dose e o filme irradiado.

Id. do Filme	0	2	3	4	5	6	7	8	1
Dose (cGy)	0	25	50	75	100	125	150	175	200

Analogamente ao processo de calibração do TLD-100 (41), fez-se necessário a criação de uma condição rígida de irradiação dos filmes EBT-3 de modo a possibilitar a absorção da dose calculada e prevista pelo dosímetro de referência. Para tanto, do mesmo modo, utilizou-se o fantom geométrico Virtual Water como simulador de água. Conforme explicita a Fig. 43, de acordo com os protocolos de calibração Almond et al. (1999a) e IAEA (2004), o simulador geométrico foi posicionado na mesa do Acelerador Linear Elekta Precise com sua superfície a uma distância de 100 cm da fonte e ajustou-se o campo de irradiação para o tamanho 10 x 10 cm². Os filmes radiocrômicos foram posicionados entre placas de Virtual Water a uma profundidade de 4cm em relação a superfície de incidência da radiação. Embora a profundidade citada não seja a de dose máxima para fótons de energia de 6 MV, a curva de PDP do feixe em água foi utilizada para calcular a dose a esta profundidade. As unidades monitoras encontradas foram adequadamente informadas ao acelerador para que houvesse a irradiação. Cada filme foi irradiado com a dose que lhe correspondia, de acordo com a tabela 5.

Para consideração do retroespalhamento, uma placa de Virtual Water foi colocada entre a mesa do acelerador e os filmes.

¹ Segundo o fabricante dos filmes EBT-3 (ISP, 2007), as folhas do mesmo podem ser cortadas sem propiciar danos.

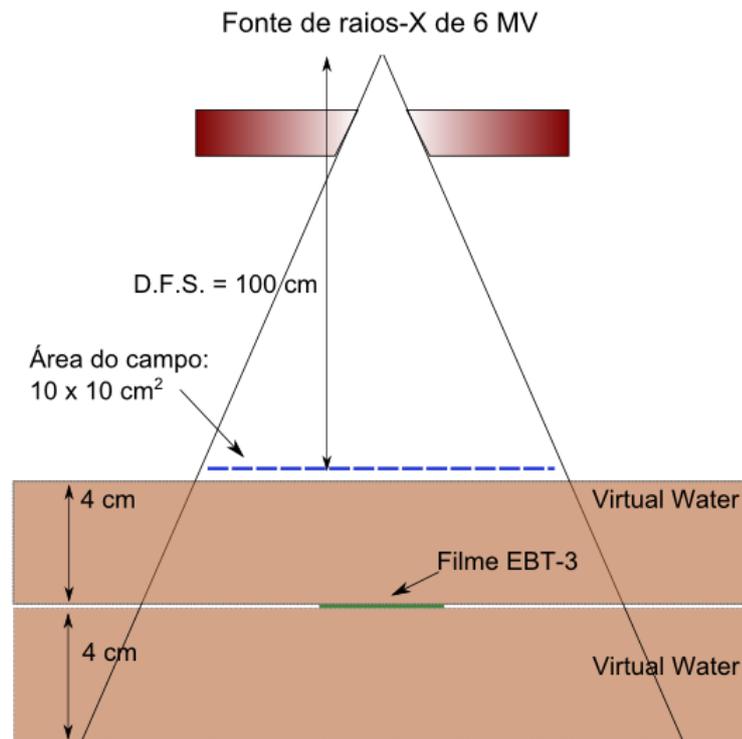


Figura 43 – Setup para calibração do EBT-3.

2.3.6 Processamento digital das imagens

Cada recorte de filme irradiado com a dose referente foi escaneado, segundo os comentários feitos em 2.3.3. Para obtenção do fator background, realizou-se um escaneamento sem a presença de filme algum. Cada filme EBT-3 foi irradiado com uma determinada dose e analisado por meio do software ImageJ. A determinação da OD de cada filme seguiu as operações indicadas em 2.7, através da opção *Math* oferecida na linha de processos do programa. Como as operações e os resultados da OD podem ser encontradas para cada Pixel, foi possível conseguir resultados matriciais para a OD em uma determinada área, permitindo a obtenção da média da OD nesta região. Desta forma, reduziu-se o erro associado a determinação da O.D para cada dose.

Com as referidas associações entre a OD e a dose em cada filme, criou-se através do software Origin um gráfico *Dose versus OD*. Sobre este gráfico fez-se um ajuste não-linear para modelagem da curva de calibração dos filmes EBT-3.

2.4 Simulador Antropomórfico Rando Alderson

Para simular adequadamente o corpo humano e seus tecidos em parte dos experimentos, utilizou-se o simulador antropomórfico Rando Alderson, pertencente ao CDTN. Este simulador é vastamente reportado na literatura e suas aplicações dosimétricas são

extremamente amplas.

Fabricado pela Radiology Support Devices, o simulador reproduz um paciente de 1,75 m de altura e 73,5 kg. Além disso, ele é fatiado horizontalmente (transversalmente) em fatias de 2,5 cm. As densidades eletrônicas dos tecidos do corpo humano são aproximadamente muito próximas do valor da água, com exceção de algumas estruturas como os ossos e os pulmões (FAIRBANKS et al., 2011). O *phantom* Rando Alderson simula satisfatoriamente variações da densidade eletrônica presentes na anatomia interna do corpo. A pele do simulador, órgão anatômico mais necessário a este trabalho, permite facilmente a fixação de dosímetros TLDs e filmes através de fitas adesivas ou esparadrapos. A Fig. 44 exibe uma fotografia do simulador descrito.



Figura 44 – Simulador Antropomórfico Alderson Rando. Fonte:(Radiology Support Devices).

A pele do simulador antropomórfico não possui pontos ou posições rigidamente demarcadas. No entanto, para a consecução dos experimentos e de toda análise da variação de dose na pele fez-se necessário o mapeamento com cuidado das diversas posições na pele do simulador-paciente. Estas posições seriam importantíssimas para a comparação dos resultados dos dois conjuntos de medidas que se sucederam, tanto para os TLDs, como para os filmes radiocrômicos EBT-3. Além disso, o conhecimento exato dos pontos de medida seria importante também para a comparação da dose lida pelos dosímetros com a dose indicada pelas simulações computacionais. Uma última justificação do uso do mapeamento está relacionada a tomografia computadorizada feita para o planejamento 3D

do tratamento. Uma vez que a tomografia emprega radiações ionizantes em seu processo diagnóstico, seria essencial que os dosímetros não estivessem presentes na pele no momento do exame. Desta forma, através do mapeamento, foi possível substituir os dosímetros por outros objetos marcadores.



Figura 45 – Alderson Rando após mapeamento superficial das posições de interesse. Fonte: Acervo do Autor.

Cada posição foi identificada por meio de um código para organização das medidas e segura análise dos resultados.

2.5 Dosimetria de Aceleradores Lineares Clínicos

A dosimetria dos aceleradores lineares é uma tarefa árdua, exigindo uma exaustiva aquisição de informações metrológicas de suma importância para consecução dos tratamentos. Durante o comissionamento, são obtidos dados que vão desde a medida absoluta de doses em numerosas profundidades à obtenção de medidas relativas que expõem os fatores de atenuação dos materiais através dos quais a radiação pode passar antes de chegar ao paciente.

Os Aceleradores Lineares Clínicos utilizados neste trabalho tiveram o comissionamento validado antes da realização dos tratamentos. A validação observou critérios que pudessem atestar a conformidade da dose esperada pelos TPS e a dose medida empiricamente por meio de câmaras de ionização calibradas em feixes primários. Adicionalmente, a calibração regimentar destes aparelhos foi repetida antes do início dos experimentos descritos nesta tese. A preocupação era mitigar possíveis desvios maiores que 2 % na dose

de referência, garantindo a credibilidade dos apontamentos resultantes desta pesquisa. A Fig. 46 apresenta o perfil de dose de um campo radioterápico do acelerador Elekta Precise do IRSF (Fig. 47), obtido com câmaras de ionização cilíndricas. O Perfil de dose representa a Percentagem de dose profunda em função da distância para o raio central, medidas nos dois eixos planares costumeiramente representados na radioterapia: Crossplane e Inplane. O perfil demonstra a boa simetria e planura do feixe, parâmetros fundamentais para a qualidade da entrega da dose.

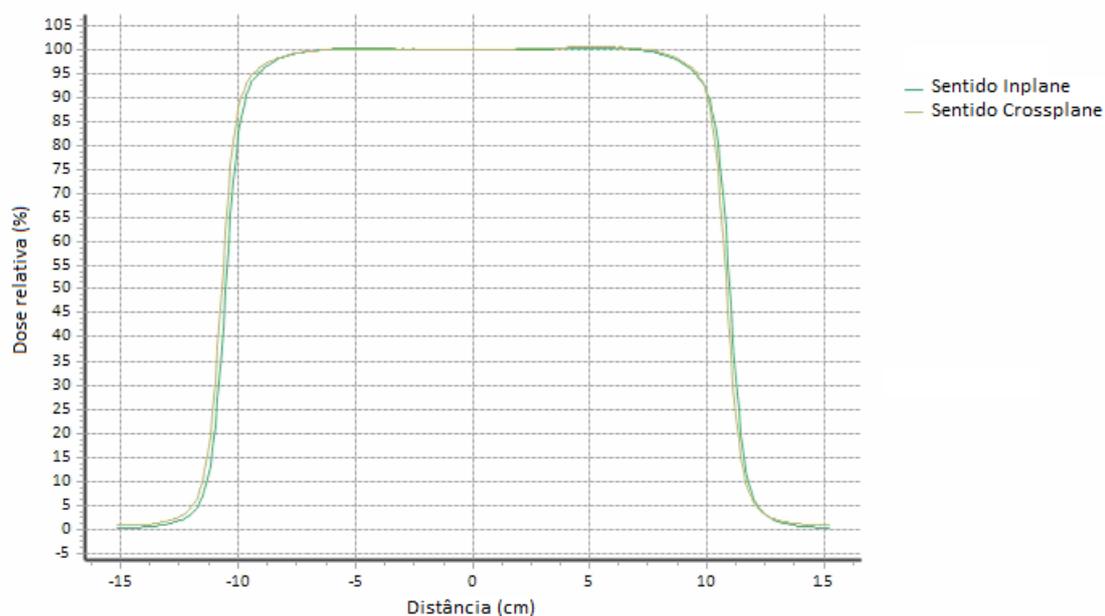


Figura 46 – Perfil de campo do feixe de 6 MV do Elekta Precise do IRSF. Fonte: Cedido pelo IRSF

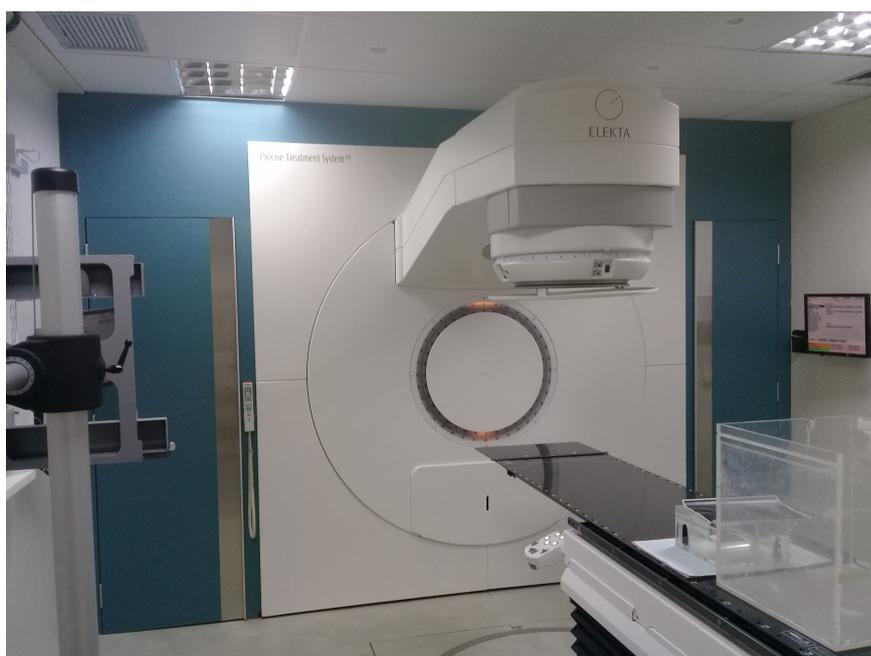


Figura 47 – Acelerador Linear Elekta Precise do IRSF. Fonte: Cedido pelo IRSF

3 Metodologia para avaliação de doses superficiais em Radioterapia Conformacional

3.1 Preparação do imobilizador termoplástico

A confecção personalizada das máscaras termoplásticas é importantíssima para a imobilização do paciente e deve ser feita sempre antes de se iniciar um tratamento de Radioterapia. Para tanto, foi utilizada a máscara termoplástica fabricada e distribuída pela Medintec Latin America LTDA de modelo M14. Uma unidade nova do imobilizador foi colocado em água, submetido a uma temperatura de aproximadamente 80°C para que o material termoplástico se tornasse flexível e capaz de ser moldado na região da cabeça e pescoço do simulador Rando Alderson. Depois de fria, a máscara foi retirada do simulador com o seu formato já enrijecido. O processo foi cuidadosamente conduzido em sala apropriada de um serviço de Radioterapia (Fig. 48).

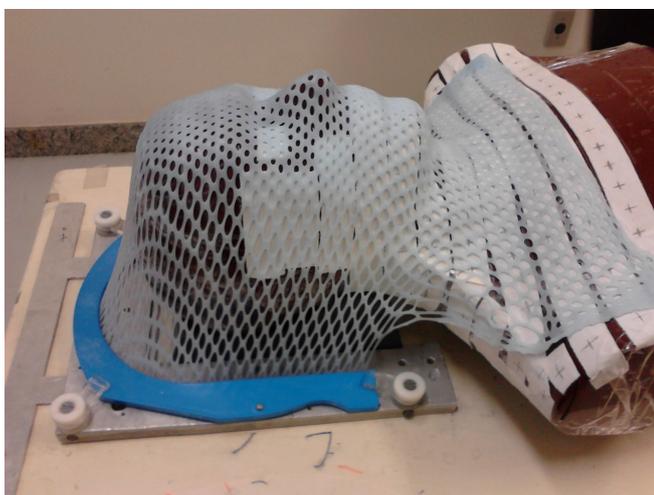


Figura 48 – Máscara termoplástica sendo confeccionada como molde para imobilização do pseudo paciente Rando Alderson. Fonte: Acervo do Autor.

No momento em que fez-se necessário confeccionar a máscara de imobilização, foi também exigido a determinação do suporte de cabeça que seria utilizado durante todo o tratamento do Rando Alderson (Fig. 49). Desta forma, o suporte de cabeça em conjunto com a máscara termoplástica constituíram um aparato de imobilização que não poderia ser alterado durante o tratamento.

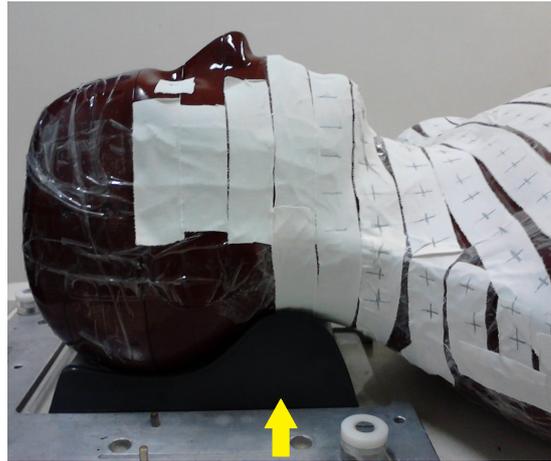


Figura 49 – Apoio de cabeça A para imobilização e acomodação do paciente. Fonte: Acervo do autor.

3.2 Tomografia Computadorizada

A organização procedimental da Radioterapia aglutina ordenadamente uma série de ações que devem ser seguidas corretamente até a execução do tratamento, propriamente dita, no paciente. Com o interesse de simular um tratamento real no simulador antropomórfico, foi necessário submetê-lo a todos os processos inerentes da Radioterapia. Primeiramente, considerando a modalidade Radioterápica Conformacional, fez-se necessário realizar um exame por tomografia computadorizada (TC) no objeto, em conformidade com os protocolos clínicos adotados pelo hospital para o âmbito da radioterapia. A TC permite o cálculo e a simulação tridimensional do tratamento, favorecendo uma melhor distribuição da dose terapêutica no volume da lesão.

A tomografia foi possível através do tomografo GE Hispeed CTe (Fig. 50).



Figura 50 – Tomografo simulador de radioterapia GE Hispeed CTe. Fonte: Acervo do autor.

Os dados do tomografo podem ser consultados por meio da tabela 6.

Tabela 6 – Dados do Tomógrafo GE Hispeed CTe.

Fabricante	GE Health Care
Modelo e Número de série do Gantry	Hispeed CTe SN 26794HM7
Radiação	Feixe Colimado de Raios X
Faixa de mA	Incrementos de 5 mA, de 10 a 200 mA
Faixa de KVp	120 e 140 KVp
Espessuras de cortes	Selecionáveis em 1; 2; 3; 5; 7 e 10 mm

A localização precisa dos pontos mapeados na pele do simulador era uma tarefa indispensável para a posterior avaliação e comparação dos resultados da dosimetria física com as simulações por algoritmos computacionais. Com este objetivo, foi posicionada em cima de cada ponto do mapa superficial uma esfera milimétrica de acrílico que pudesse sofrer espalhamento e assim ser identificada no momento da análise gráfica das imagens tomográficas. As esferas de acrílico foram obtidas de um colar de brinco comum, providenciado para este fim. Elas foram posicionadas sobre os pontos mapeados e coladas por meio de fitas de esparadrapo.

3.3 Planejamento do tratamento

Após a conclusão do exame de TC, foi possível instalar as imagens obtidas em um Treatment Planning System (TPS), um programa de computador especializado no cálculo

e na simulação do tratamento. Tendo em vista a intenção de estudar as doses superficiais na região da cabeça e pescoço, estabeleceu-se uma lesão imaginária nesta região anatômica. A lesão foi plotada tridimensionalmente seguindo orientações para neoplasias comuns nestas regiões, como por exemplo tumores de nasofaringe, orofaringe, laringe, base de língua, cavidade oral, entre outros (PEREZ et al., 2004). Criou-se um plano de tratamento com três campos de irradiação (Fig. 51), segundo recomendações indicadas em Bentel (1996). O primeiro campo foi planejado para irradiação antero-posterior na região da FSC (fossa supraclavicular) e os campos 2 e 3 foram projetados para irradiar a região cervico facial lateralmente, um na esquerda e outro na direita. O plano foi calculado e simulado de modo a gerar um perfil de curvas de isodose aceitável para um tratamento desta natureza. As doses planejadas para administração diária foram de 180 cGy para o campo FSC, e de outros 180 cGy para a região cervico facial. Os campos de tratamento estão descritos detalhadamente na tabela 7.



Figura 51 – Planejamento de Tratamento 3D para lesão hipotética na região Cervical. Fonte: Acervo do autor.

Tabela 7 – Configuração dos campos de tratamento planejados no TPS.

Campo	Técnica	Energ.	Campo(cm)	W	Gant.	Coll.	Mesa	SSD	MU	Dose(cGy)
LD	3DCRT	6MV	11,0x12,8	0,5	270	0	0	96,8	93	99,82
LE	3DCRT	6MV	11,0x12,8	0,5	90	0	0	96,9	94	100,89
FSC	3DCRT	6MV	30,0x7,8	1	0	0	0	98,2	182	188,82

3.4 Posicionamento dos dosímetros

Os filmes radiocrômicos foram recortados com larguras de aproximadamente 2,5 *cm* e com vários comprimentos para serem posicionados sobre a superfície do simulador (Fig. 52). Para correta identificação, todas as fitas foram codificadas por meio de uma inscrição em um dos cantos de sua face. As fitas foram colocadas na superfície por meio de uma fita adesiva translúcida e suas posições na anatomia do fantom também foram devidamente identificadas.

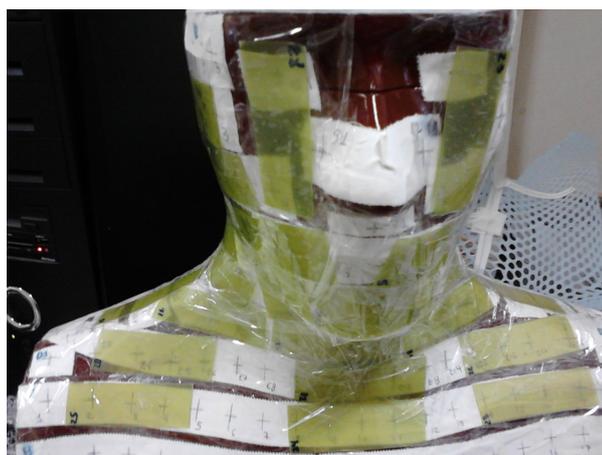


Figura 52 – Posicionamento dos filmes radiocrômicos na superfície do Fantom Rando Alderson. Fonte: Acervo do Autor.

Os dosímetros termoluminescentes foram posicionados em alguns pontos escolhidos no mapa superficial. Eles foram fixados por cima dos filmes radiocrômicos EBT-3 com o uso de esparadrapos. Como o filme EBT-3 é translúcido, foi possível posicionar o TLDs exatamente sobre a cruz dos pontos mapeados. As informações de posição de cada TLD foram devidamente organizadas e registradas. A Fig. 54 exibe a configuração de posicionamento dos TLDs na superfície do fantom.

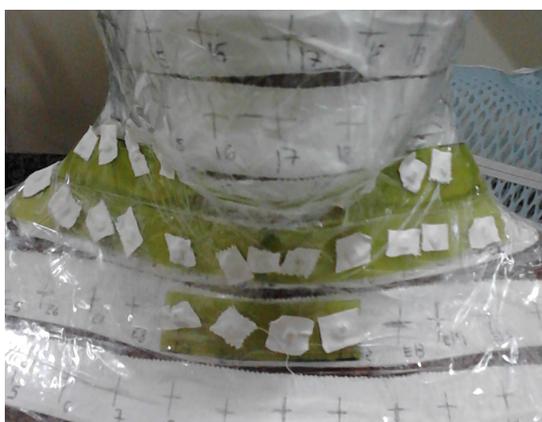


Figura 53 – Posicionamento dos TLD-100 na superfície do fantom Alderson Rando. Fonte: Acervo do Autor.

3.5 Execução dos tratamentos

A avaliação da dose superficial e da influência de acessórios de imobilização no aumento desta dose foi o objetivo principal deste experimento. A vista disso, fez-se essencial reproduzir o tratamento planejado várias vezes, com as mesmas condições de posicionamento e com os dosímetros postos sobre locais bem demarcados. Os tratamentos contemplaram medidas com e sem o imobilizador termoplástico de cabeça e pescoço.

3.6 Avaliação da atenuação produzida por diferentes imobilizadores

Com a finalidade de comparar a atenuação exercida por diferentes materiais imobilizadores, foram reunidas algumas das mais utilizadas máscaras termoplásticas no mundo inteiro. A constituição polimérica dos materiais pode ser diferente, uma vez que suas características não são rigorosamente iguais, desde sua coloração, flexibilidade e espessura média. Procurou-se submeter os materiais a um campo de tratamento de 6 MV, tamanho de campo 10 x 10 cm, a uma distância de 100 cm da fonte de tratamento. Os imobilizadores obtidos foram posicionados nas mesmas condições em todos os procedimentos de irradiação. As máscaras comparadas neste trabalho foram:

- Imobilizador 1: Medintec M14 – batch M1611684
- Imobilizador 2: Ofix Curve RT – 1892YESD Aquaplast
- Imobilizador 3: RG 461 – 4VT Accu Perf



Figura 54 – Materiais imobilizadores comparados. Fonte: Acervo do Autor.

3.7 Avaliação de doses por meio dos Algoritmos computacionais

A fim de comparar as medidas alcançadas pela dosimetria física com as medidas apontadas pelos softwares de cálculo em Radioterapia, foi preciso simular o tratamento computacionalmente, convergindo esforços para a identificação dos pontos na pele sobre os quais foram posicionados os dosímetros TLD-100 e os filmes radiocrômicos. O algoritmo principal empregado nesta avaliação foi o algoritmo Pencil Beam Convolution (PBC). Adicionalmente, com o objetivo de comparar o PBC com outros algoritmos disponíveis nos TPS, avaliou-se medidas com o algoritmo Collapsed Cone e com o método estocástico Monte Carlo.

4 Metodologia para a Total Body Irradiation

4.1 Técnicas para TBI

Atualmente, existem várias técnicas de TBI sendo praticadas em todo o mundo. A escolha da técnica em determinado hospital dependerá de vários fatores como: o equipamento disponível; a energia de fótons; a abertura de campo máxima; as dimensões do paciente e distância de tratamento, que diz representa a distância entre a fonte(alvo) e a superfície de incidência da radiação com o paciente (GANAPATHY et al., 2012).

4.2 Planejamento do tratamento

O planejamento e cálculo de um tratamento de TBI não é uma tarefa trivial. O primeiro ponto a ser considerado, consiste na necessidade de irradiar o paciente à uma distância muito maior que a distância usual dos tratamentos. Isso significa que o comportamento do feixe, estudado e comissionado para configurações intimamente relacionadas a distância fonte-isocentro padrão, precisará ser novamente estudado nas condições de tratamento proposto para a TBI. É prudente considerar a influência de fatores na deposição de doses a longa distância, como: a variação da fluência, o impacto não analítico do fator inverso do quadrado da distância; a contribuição do espalhamento; a influência de penumbras e umbras provenientes do feixe colimado. Assim sendo, fez-se necessário, para a execução da TBI avaliada neste trabalho, a realização de um comissionamento específico para a prática de irradiação de corpo inteiro. Para tanto, foi utilizado o simulador antropomórfico Rando Alderson nas mesmas condições de tratamento sugeridas para a paciente (Fig. 55).

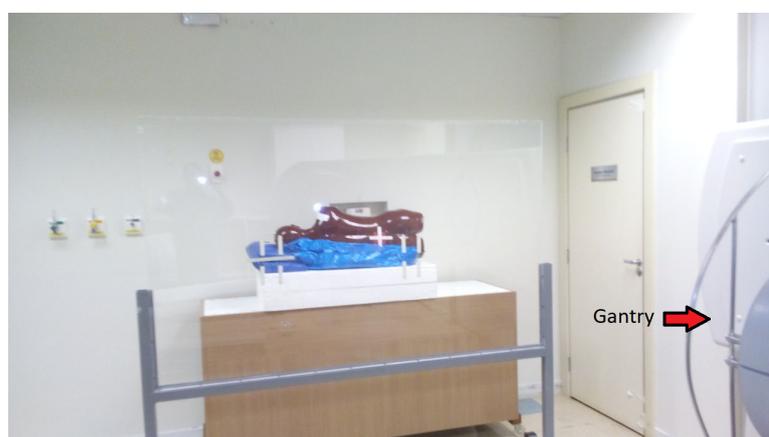


Figura 55 – Setup de tratamento de TBI testado em simulador antropomórfico. Fonte: Acervo do Autor.

Foram posicionados dosímetros TLD-100 e filmes EBT-3 sobre a pele e no interior de todo o corpo do simulador. Um pré-cálculo foi realizado desconsiderando as influências não previstas advindas dos "desconhecidos" parâmetros de tratamento. Os resultados foram comparados para que os ajustes pudessem ser feitos com precisão. Finalmente, foi possível propor um cálculo do tratamento de TBI que pudesse contemplar a distribuição homogênea de dose sobre todo o volume da paciente. Este cálculo considerou separadamente as interações dos feixes em regiões específicas do corpo humano. Tal fato foi importante para evitar variações de dose maiores que 10 % da dose prescrita em regiões de notória inhomogeneidade ou de volumes expressivamente menores, como o pulmão e os membros inferiores, respectivamente. Como alternativa para proporcionar a modulação do feixe em algumas regiões de incidência dos campos, utilizou-se placas de chumbo com diferentes espessuras para obter um seção de fluência não uniforme durante o tratamento. Desta forma foi possível por exemplo garantir a mesma dose no pulmão e na Pelve, simultaneamente durante a entrega do tratamento. A Fig. 56 dispõe simplificadamente a organização dos cálculos de dos parâmetros computados para a simulação da dose prescrita a paciente.

PLANILHA DE CALCULO PARA TBI													
Nome do paciente:							ID:						
Dose por fração:	200	Fator placa de acrílico:					0,966	Taxa de Dose setada no aparelho:					150
N de aplicações:	6	Fator bandeja:						Dose Absoluta a 10cm de prof					
Dose Total:	1200	Fator chumbo/placa:					1,06						
SSD da medida:	354	$\mu_{chumbo} = 0.578 \text{ cm}^{-1}$											
Fator normalização 100 AP	1,305483	Fator dose absoluta p/ SSD estendido com ponto de referência à 10cm de prof.					0,0662	SYNERGY					
Fator normalização 100 PA	1,305483												
Informações do campo Antero-Posterior:													
Região	DAP(cm)	GAP(cm)	SSD(cm)	IQD	PDP(%)	DOA	FOA	Dose Normalizada	Ess. Necessária	Ess. Utilizada	DOSE FINAL		
Cabeça	20,5	-2	352	1,011	77,3	61	1,042	106,3	1	1	100,3		
Pescoço	14	3,5	357,5	0,981	85,1	46	1,053	114,8	2,4	2	102,2		
Torax	22	-1,5	352,5	1,009	75,4	28	1,03	102,3	0,4	0	102,3		
Abdome(RC)	21	0	354	1	76,6	0	1	100	0	0	100		
Coxa	0	-354	0	#DIV/0!	#N/D	0	1	#N/D	#N/D	#N/D	#N/D		
Panturrilha	0	-354	0	#DIV/0!	#N/D	0	1	#N/D	#N/D	#N/D	#N/D		
Pés	0	-354	0	#DIV/0!	#N/D	0	1	#N/D	#N/D	#N/D	#N/D		
UNIDADES MONITORA CAMPO AP							1511						
Informações do campo Postero-Anterior:													
Região	DAP(cm)	GAP(cm)	SSD(cm)	IQD	PDP(%)	DOA	FOA	Dose Normalizada	Ess. Necessária	Ess. Utilizada	DOSE FINAL		
Cabeça	20,5	0	354	1	77,3	-61	1,047	105,7	1	1	99,7		
Pescoço	14	3,5	357,5	0,981	85,1	-46	1,063	115,9	2,5	3	97,3		
Torax	22	-1	353	1,006	75,4	-28	1,038	102,8	0,5	1	97		
Abdome(RC)	21	0	354	1	76,6	0	1	100	0	0	100		
coxa	0	-354	0	#DIV/0!	#N/D	0	1	#N/D	#N/D	#N/D	#N/D		
Panturrilha	0	-354	0	#DIV/0!	#N/D	0	1	#N/D	#N/D	#N/D	#N/D		
Pés	0	-354	0	#DIV/0!	#N/D	0	1	#N/D	#N/D	#N/D	#N/D		
UNIDADES MONITORA CAMPO PA							1511						

Figura 56 – Organização dos cálculos e parâmetros de tratamento da TBI. Fonte: Acervo do Autor.

4.3 Protocolo de Tratamento

A dosimetria in-vivo, conforme proposta explicitada nas considerações iniciais da Tese, foi realizada por meio de um Acelerador Linear Elekta Precise/Synergy, com energia nominal de 6 MV. A paciente foi posicionada em decúbito-lateral sobre um colchão a vácuo, utilizado em Radioterapia para proporcionar rigorosa imobilização do paciente durante o tratamento, que geralmente pode durar horas. A distância fonte superfície comissionada foi de 354 cm. O campo do colimador adotou a maior abertura possível no equipamento, igual

a $40 \times 40 \text{ cm}^2$, com uma angulação igual a 45° para produzir a maior cobertura longitudinal possível na projeção do campo de tratamento. Conforme descrito anteriormente, blocos de Cerrobend¹ foram utilizados para compensar a baixa densidade eletrônica do pulmão. Os blocos foram colados sobre uma tela acrílica disposta entre a fonte e o paciente. A posição correta dos blocos foi adquirida através da geração de imagens portal antes do início da TBI. As imagens por radiografia convencional nortearam a disposição precisa das placas de chumbo exatamente na direção do pulmão. A tela acrílica, feita de polimetilmetanacrilato (PMMA) de espessura 2 cm, também foi introduzida com o objetivo de evitar o efeito de preservação da pele. A dose total prescrita de 12 Gy (200 cGy por fração) foi entregue ao paciente em seis frações de tratamento em 3 dias. Em cada dia, duas frações foram intervaladas em pelo menos 6 horas. O tratamento foi entregue em dois campos, um par AP-PA, com taxa de dose, controlada pelo dispositivo, de 150 unidades de monitoras (MU) por minuto. O número de MUs necessárias para entregar a dose prescrita por campo de 100 cGy foi de 1511 MUs. Várias espessuras anteriores posteriores (A-P) foram medidas, entre as quais: a cabeça; pescoço; tórax; abdômen; coxa; joelho e pés. A dose foi prescrita para a profundidade do plano médio da espessura média calculada.

4.4 Disposição dos TLDs na superfície do paciente

A disposição dos TLDs na superfície do paciente foi feita a partir da escolha de cinco eixos representativos, nos quais os TLDs foram posicionados na superfície anterior e posterior do paciente. A Fig. 57 mostra a posição aproximada de cada TLD posicionado no paciente.

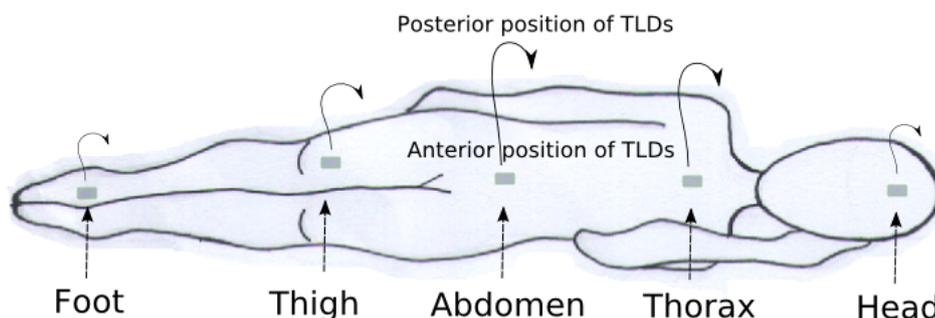


Figura 57 – Disposição dos TLDs sobre a superfície da paciente. Fonte: Acervo do autor.

¹ Liga metálica com baixo ponto de fusão utilizada para colimação de feixes em Radioterapia (IFTIKHAR et al., 2011). Alternativamente, a liga cerrobend pode ser utilizada também para modular a fluência de feixes Radioterápicos.

Parte IV

Resultados

5 Seleção e Calibração dos TLDs

5.1 Seleção dos TLDs

A curva de emissão TL característica do dosímetro LiF:Mg,Ti (TLD-100) foi obtida após um irradiação com dose de 100 mGy. A leitura dos TLDs foi realizada pela leitora Harshaw-Bicron 4500.

As leituras de cada TLD foram devidamente registradas para cada processo de irradiação a 100 mGy. Utilizando os conceitos estatísticos apresentados na metodologia deste trabalho, foi obtido o coeficiente de variação (C.V), ou reprodutibilidade de cada TLD examinado. A Fig. 58 apresenta a quantidade de TLDs por faixa de reprodutibilidade encontrada.

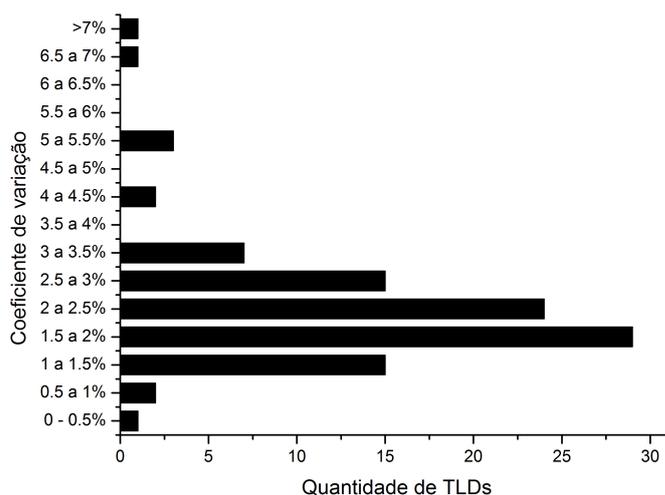


Figura 58 – Quantidade de TLDs *versus* o coeficiente de variação. Fonte: Acervo do Autor.

Avaliando os resultados expostos pela Fig.58, observa-se que a grande maioria dos TLDs apresentou coeficiente de variação entre 1% e 3,5%. Com o intuito de eliminar TLDs com baixa confiabilidade nas leituras, foram excluídos os dosímetros com coeficiente variacional maior que 4%.

Todos os 100 TLDs foram irradiados três vezes com a mesma dose. Tal fato faria esperar que as leituras de todos os TLDs nessas três etapas apresentassem um valor igual. No entanto, como foi visto, os registros da corrente gerada pela fotomultiplicadora na análise de cada TLD flutuaram em torno de um valor. Essas flutuações dependem tanto da reprodutibilidade quanto da sensibilidade de cada LiF:Mg,Ti. Isto quer dizer que embora as amostras em forma de chip tenham quase a mesma massa e volume, a resposta TL após a deposição de dose pode ser diferente para cada dosímetro. Foi obtida uma média

de todas as leituras realizadas. A Fig. 59 dispõe os valores de todas as leituras em relação a média.

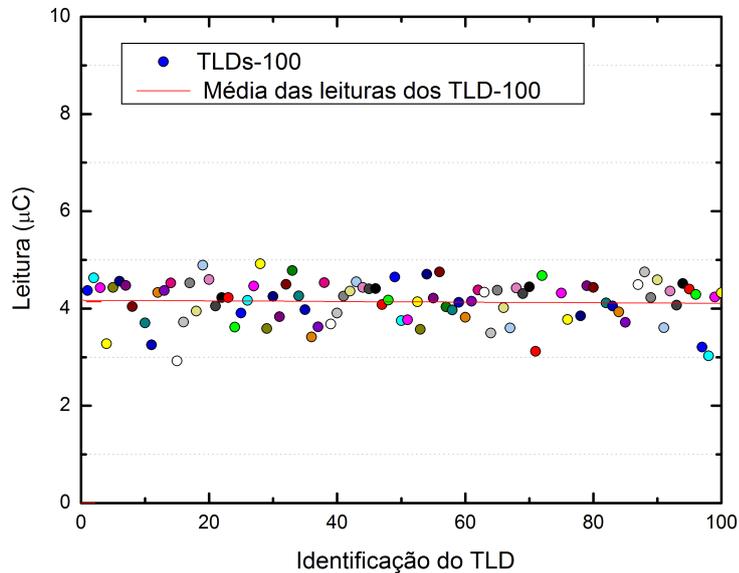


Figura 59 – Flutuação das leituras médias de cada TLD em torno da média de todas as leituras feitas. Fonte: Acervo do Autor.

A partir da leitura média de todos os TLDs para uma dose de 100 mGy, foi feito um ajuste linear para obter um gráfico Dose versus Leitura (Fig. 60).

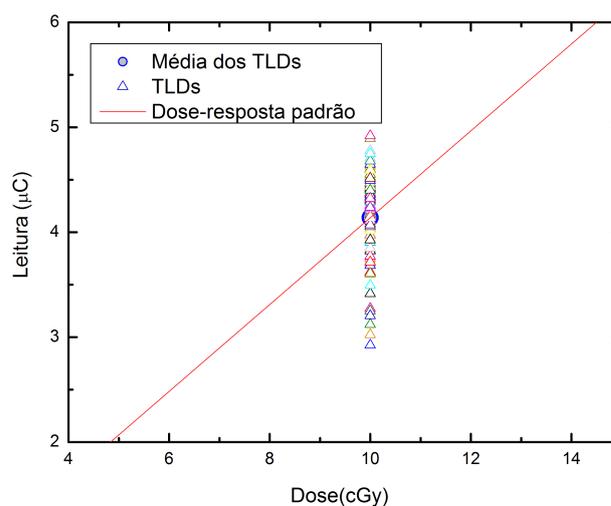


Figura 60 – Leitura de cada TLD para uma mesma dose de 10 cGy. Sobre a media das leituras de todos os TLDs \bar{L}_t foi traçada um ajuste linear passando pela origem.

É adequado concluir que, se for utilizado o valor de qualquer leitura dos 100 TLDs

no ajuste linear para obter o valor da dose referente, o resultado de dose não será igual a 100 mGy. Para corrigir individualmente esta situação, foi instituído um fator de correção individual (FCI) dado por:

$$FCI = \frac{L_i/\alpha}{100mGy} \quad (5.1)$$

O emprego do FCI é fundamental para que a leitura de cada TLD selecionado para as medidas ofereça um resultado que leve em conta sua sensibilidade a radiação. Desta forma, medidas realizadas com vários TLDs mostrarão resultados coerentes com a dose resposta padrão. Sem o uso dos FCI e considerando que o ajuste linear a partir da dose média fosse correto, obter-se-ia uma dose diferente para cada um dos TLDs estudados. O gráfico 61 expõe quão diferentes seriam as indicações de dose fornecidas pela leitura média de cada TLD.

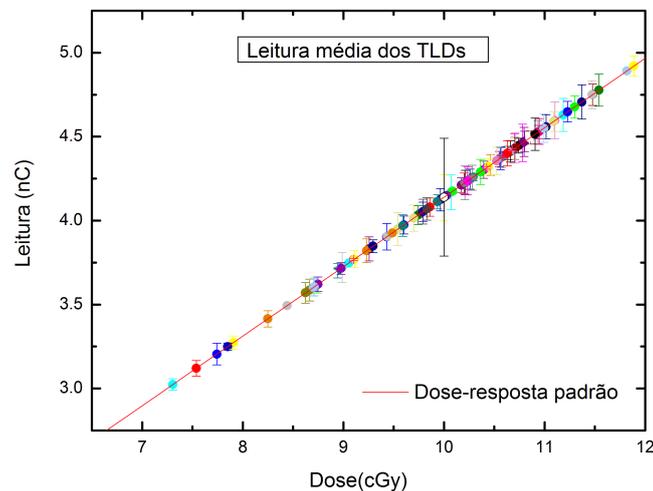


Figura 61 – Dose indicada por cada TLD caso não utilizássemos o fator de correção individual e considerando que a curva dose-reposta padrão é aquela que passa pela leitura média total \bar{L}_t . Fonte: Acervo do Autor.

A Fig. 62 exhibe a distribuição dos FCI dos 170 TLDs estudados.

Tabela 8 – Tabela com as leituras médias para cada dose durante o processo de calibração

Dose (cGy)	Média (μC)	Desv.Pad.Média (μC)
0	0,02	$\pm 0,001$
25	8,75	$\pm 0,04$
50	17,54	$\pm 0,07$
75	25,95	$\pm 0,16$
100	34,54	$\pm 0,16$
125	42,93	$\pm 0,26$
150	54,65	$\pm 0,13$
175	63,73	$\pm 0,15$
200	73,84	$\pm 0,30$

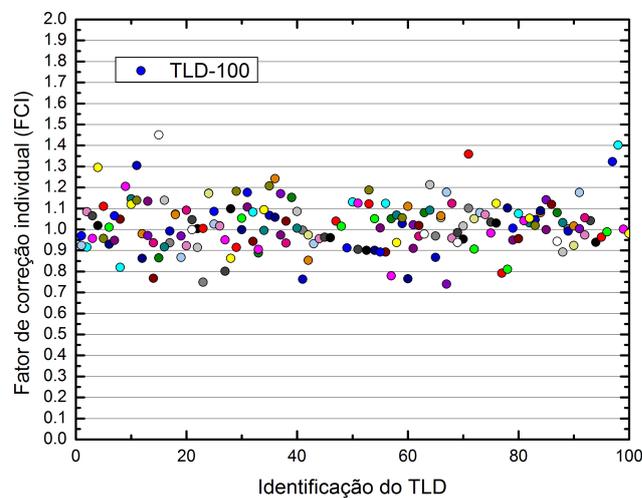


Figura 62 – Fatores individuais de correção dos 170 TLDs avaliados. Fonte: Acervo do Autor.

5.2 Calibração dos TLDs

Cada grupo de TLDs foi irradiado com uma dose diferente na faixa de 0 a 250 cGy. As leituras individuais foram multiplicadas pelo fator de correção para o devido ajuste da leitura:

$$L_{corrigida} = L_i \cdot FCI \quad (5.2)$$

Foi possível chegar então, a uma coleção de medidas de leitura corrigidas para cada valor de dose. Calculou-se a média de leitura para cada dose, conforme a Tabela 8. O desvio padrão da média também foi calculado para mensurar a incerteza das medidas.

Com a utilização de vários dosímetros por dose de irradiação, obtêm-se resultados com dispersões relativamente pequenas, possibilitando maior exatidão dosimétrica. Um rápido estudo da dispersão (Fig. 63) mostrou a diminuição da dispersão da leitura média em torno de um valor tido como ideal. Quanto mais dosímetros são utilizados para a aquisição de um valor de leitura médio, menor será a incerteza da medida.

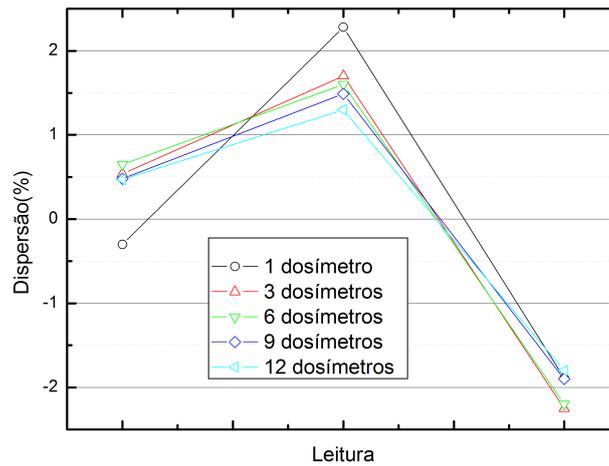


Figura 63 – Dispersão da média das leituras dos dosímetros em torno de um valor médio total, tomado como valor ideal de leitura. Fonte: Acervo do Autor.

Após a obtenção da leitura TL em μC dos dosímetros irradiados, foi possível estabelecer uma relação com a dose absorvida nas condições de referência. A partir de um ajuste quadrático, a curva de calibração dos TLDs foi obtida, conforme mostrado na Fig. ref figura3.

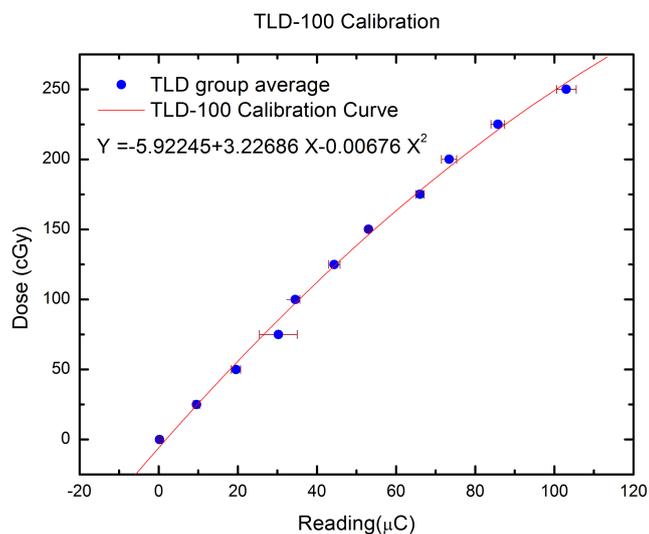


Figura 64 – Curva de calibração do TLD-100. Fonte: Acervo do Autor.

5.3 Estudo da Supralinearidade

De acordo com [Moscovitch et al. \(1993\)](#), conforme a seção 2.2.6, o comportamento supralinear do TLD-100 a partir de doses da ordem de 1 Gy refere-se a alteração do fator dose resposta para esta faixa de leituras. O autor sugere o uso de alguns algoritmos de correção para mitigar maiores incertezas durante a avaliação das doses situadas nesta zona de supralinearidade. No entanto, como foi feito um ajuste quadrático para o obtenção da curva de calibração, conseqüentemente foi considerado o comportamento supralinear do TLD, possibilitando a extração de medidas seguras e confiáveis. De fato, conforme pode-se observar na curva de calibração (89), há uma pequena "quebra" da linearidade da curva próximo aos 100 cGy.

[Moscovitch et al. \(1993\)](#) propôs para feixes de raios X de 6 MV com TLDs posicionados a profundidade de 1,5 cm, que o fator dose-resposta se comporta segundo a seguinte função:

$$f(D) = 1 + 0,018.D \quad (5.3)$$

Para uma maior avaliação da qualidade do procedimento de calibração, a Fig. 65 compara o fator dose resposta segundo o algoritmo proposto por [Moscovitch et al. \(1993\)](#) com as aquisições experimentais deste trabalho.

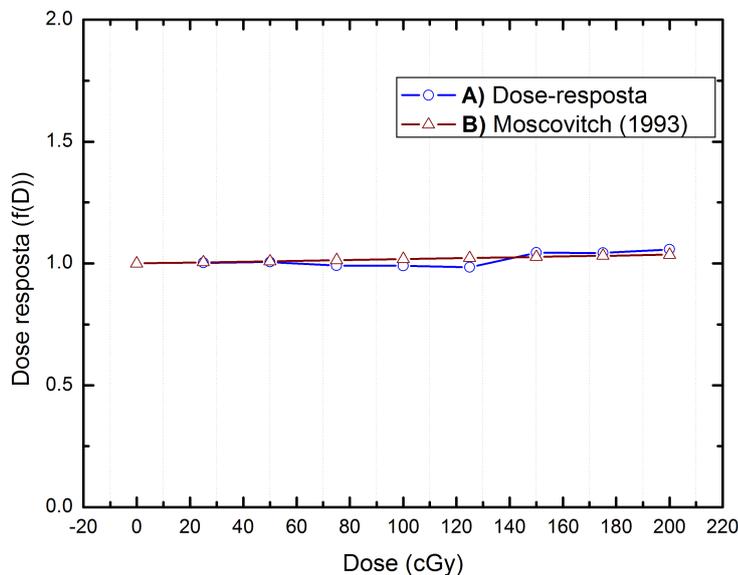


Figura 65 – Gráfico com a curva dose resposta: A) Obtida analiticamente através da avaliação dos resultados com os TLDs; B) Obtida pelo algoritmo proposto por [Moscovitch et al. \(1993\)](#).

6 Calibração dos Filmes Radiocrômicos EBT-3

6.1 Calibração do EBT-3

Para a calibração dos filmes EBT-3, irradiou-se cada um dos filmes EBT-3 selecionados e recortados para a calibração com uma dose na faixa de 0 a 250 cGy. Conforme também já foi discutido, os filmes EBT-3 sofrem polimerização após a irradiação provocando uma alteração no seu espectro ótico. O resultado é a mudança de cor nos filmes a medida que a dose depositada aumenta. Este efeito foi percebido após as irradiações para calibração. A Fig. 66 expõe a gradativa mudança de cor dos filmes com o aumento da dose absorvida.

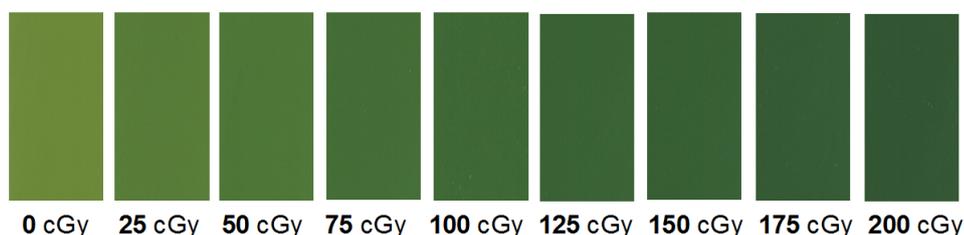


Figura 66 – Filmes radiocrômicos selecionados para calibração depois de irradiados. Fonte: Do autor.

6.2 Processamento digital das imagens

As imagens apresentadas na Fig. 66 por si só já indicam a possibilidade da associação entre a informação da cor com a dose absorvida. No entanto, há muitas opções e recursos que podem ser extraídos de uma imagem.

Como as imagens foram escaneadas em padrão RGB, computacionalmente são alcançadas três informações numéricas da cor em cada pixel, isto é, um número para a cor vermelha, outro para a cor verde e outro para a cor azul. Uma primeira forma de analisar quantitativamente a alteração da cor dos filmes é mensurando na escala de cinza a alteração dos filmes de acordo com a dose absorvida. A Fig. 67 expõe tal resultado.

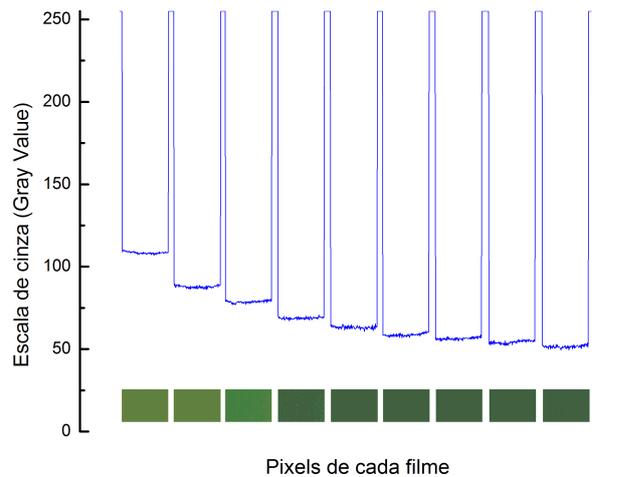


Figura 67 – Intensidade na escala de tons de cinza fornecida pelo Image J para pixels dos filmes de calibração. Fonte: Do autor.

No entanto, o algoritmo que reduz uma imagem com três informações de cores para uma cor apenas executa manipulações algébricas com todos os três canais RGB. Essas operações geralmente visam reproduzir na percepção visual humana uma adequada disposição de contrastes da imagem real. Isso quer dizer que, fundamentalmente, a conversão em escala de cinza oferecida por alguns softwares de processamento priorizam a obtenção de uma imagem esteticamente estimulante. Um exemplo pode ser visto a partir da operação realizada por imagens utilizadas pelos padrões PAL e NTSC, que empregam coeficientes diferentes para cada cor do RGB baseados na percepção humana das cores. Embora o uso destas operações de conversão em escala cinza possa funcionar para a obtenção de uma matriz numérica da imagem, os erros associados a estes procedimentos poderão ser significativos e conseqüentemente prejudiciais para a dosimetria (Fig. 68). Tendo em vista o alto grau de acurácia exigido para avaliações dosimétricas do âmbito clínico, é preferível evitar considerações conclusivas com estes parâmetros.

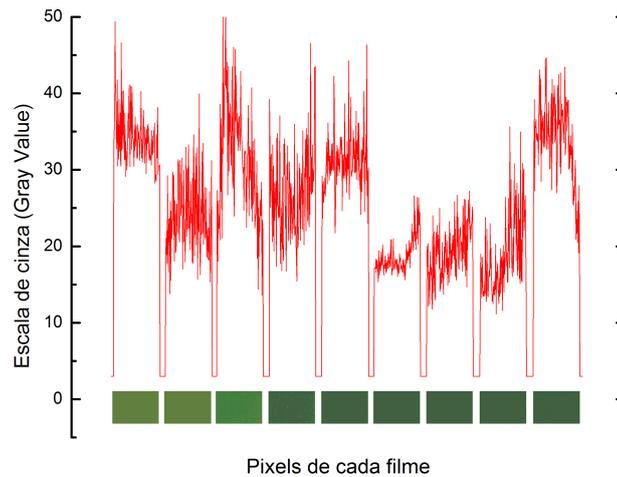


Figura 68 – Conversão no Image J das imagens dos filmes irradiados para padrão 8-bit. Fonte: Acervo do Autor.

Em suma, para a avaliação adequada das imagens de calibração, foi preciso separar os três canais RGB da imagem (Fig. 69). A separação da imagem RGB em termos das suas três componentes de cor gera três arquivos de saída, cada qual contendo informações numéricas acerca da intensidade de cor. As figuras podem ser exibidas em termos da escala de cinza. Na Fig. 69, pode-se observar o resultado da separação de canais.

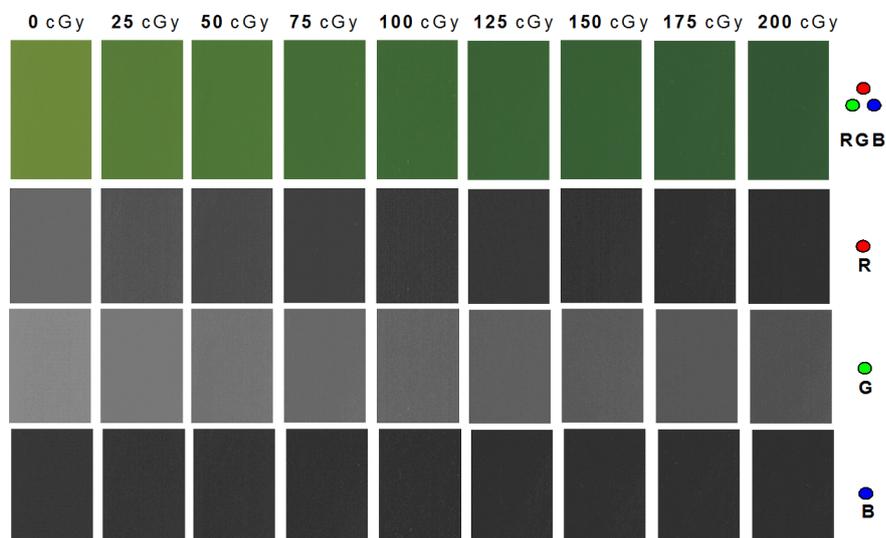


Figura 69 – Separação da imagem dos filmes EBT-3 em três imagens diferentes, cada qual com sua informação numérica a respeito da intensidade de cor. Fonte: Acervo do Autor.

De acordo com as especificações técnicas do fabricante apresentadas em 1.6.3.2, a absorção do filme EBT se dá fundamentalmente na região do azul (Fig. 23), significando uma reflexão máxima na região do vermelho. Portanto, é esperado que a intensidade de

cor na região do vermelho apresenta maior variação com a dose. Por outro lado, também espera-se que a região de comprimento de onda da cor azul exiba menor variação de intensidade de cor, já que o espectro de reflexão antes e depois da irradiação será quase o mesmo. O comportamento da intensidade de cor para as cores do RGB separadas nas figuras de calibração pode ser vista através da Fig. 70.

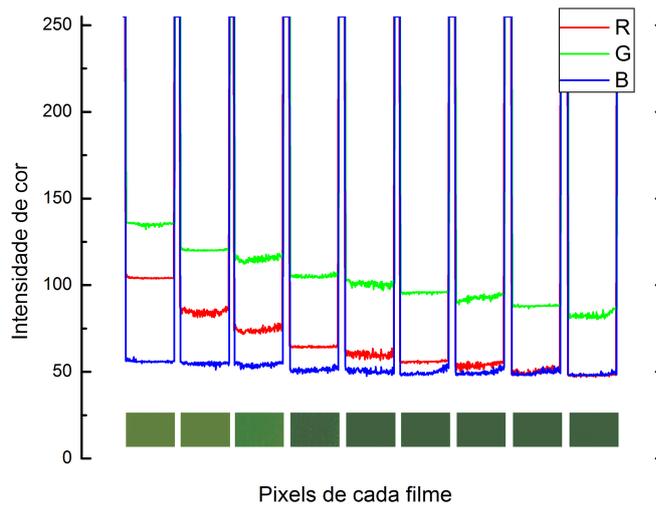


Figura 70 – Variação da intensidade de cor separadamente nos canais RGB para cada filme irradiado. Fonte: Acervo do Autor.

6.3 Curva de calibração

A Fig. 71 dispõe a curva de calibração obtida tanto para a componente vermelha das imagens como para as componentes azul e verde.

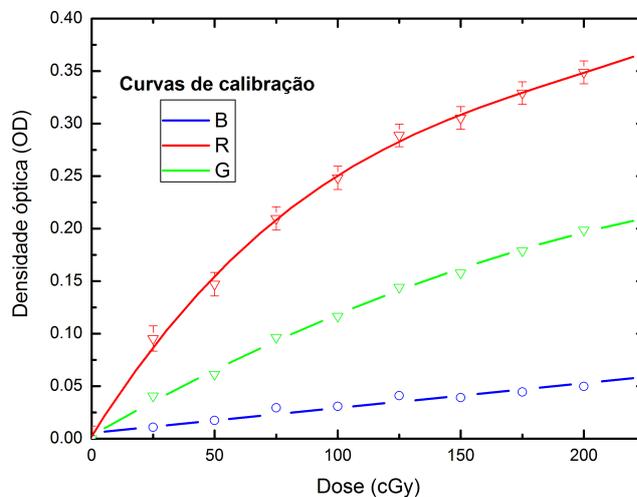


Figura 71 – Gráfico da curva de calibração dos filmes EBT-3 relacionando a densidade óptica com a dose absorvida. Fonte: Acervo do Autor.

Segundo (MICKE; LEWIS; XIANG, 2011), a utilização de uma curva de calibração que considere dois canais de cor é útil para otimizar a análise de baixas doses. Como neste trabalho foi realizado com feixes de altas doses, foi usada a curva de calibração dada unicamente pela densidade óptica da componente vermelha do RGB. A curva de calibração vermelha foi ajustada por meio de uma modelagem polinomial de 2º grau. Embora a curva de calibração azul possa adequadamente ser modelada por meio de uma função de 1 grau, a pouca sensibilidade em função da dose pode implicar em maiores incertezas no processo experimental. O cálculo das incertezas se deu a partir do uso da expressão da propagação de erro, descrita em 2.9.

7 Avaliação do aumento de dose superficial em tratamentos conformacionais na presença de imobilizador de cabeça e pescoço

7.1 Avaliações com Dosimetria Termoluminescente

Doze chips de TLD-100 foram posicionados na superfície da região anatômica FSC (fossa supraclavicular)(Fig. 73) para medir a variação da dose na pele nos procedimentos de radioterapia realizados com e sem a utilização de máscara termoplástica. As configurações foram submetidas a um tratamento compreendido por um campo de fótons de 6MV, irradiado no sentido anterior/posterior (AP), de acordo com o planejamento de radioterapia aprovado para tratamentos de radioterapia de cabeça e pescoço.

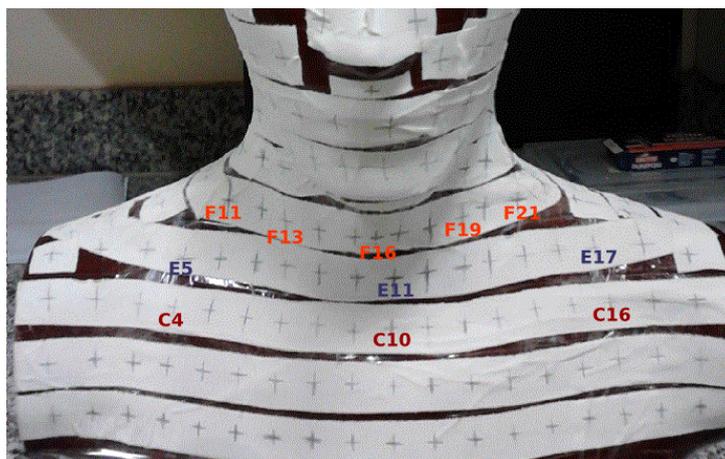


Figura 72 – Configuração experimental mostrando o posicionamento dos chips TLD sobre a superfície da fossa supraclavicular. Esta configuração foi utilizada para estimar a dose da pele de entrada após o procedimento de irradiação, com e sem o uso de máscara termoplástica.

A medida da dose computada em cada chip de TLD, posicionado sobre a superfície do simulador, é apresentada na Fig. ???. A dose de entrega prescrita foi de 180 cGy para ambos os procedimentos, isto é, simulador posicionado com e sem o imobilizador termoplástico. Como se pode observar pelo gráfico, as doses registradas pelos chips TLD-100 revelam uma deposição de dose superficial mais alta para o tratamento realizado com o imobilizador, uma vez que cada ponto de medição sobre as fatias F, E e C registrou aumento de dose. O estudo estimou um aumento médio de dose superficial na região da FSC igual a 38,4 % , compreendendo a diferença dos 53,7 % da dose de prescrição medidas sem a máscara, para os 72,9 % da dose de prescrição medidas com a máscara.

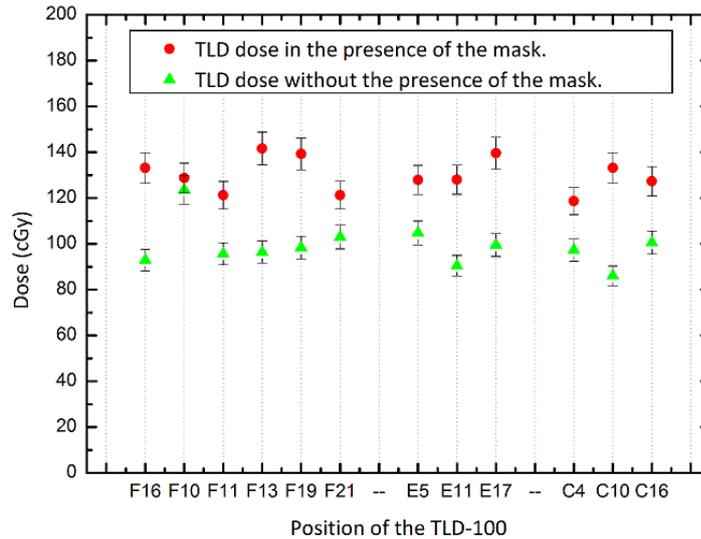


Figura 73 – Deposição de dose superficial na região da fossa supraclavicular medida por dosímetros TLD-100 após um tratamento com prescrição de 180 cGy. As medidas foram feitas com e sem o imobilizador termoplástico. As letras F, E e C referem-se às fatias do simulador, cada uma delas contendo TLDs-100 posicionados, conforme mostra a Fig.89.

7.2 Avaliações com filmes radiocrômicos

Para comparar as duas respostas dos sistemas dosimétricos apresentados nesta pesquisa, foram colocados pequenos cortes de filmes EBT-3, com aproximadamente 2 cm^2 , nos mesmos pontos de medição utilizados pelo experimento com o TLD-100, ou seja, sobre as fatias F, E e C na região FSC, como visto na Fig. 74 e na Fig. 75. Os resultados para a irradiação sem a presença da máscara de imobilização são mostrados no lado esquerdo desta Figura, enquanto os resultados correspondentes relacionados à irradiação realizada com a presença da máscara são mostrados no lado direito. Levando em consideração as informações anteriores, registradas pelo TLD-100, conforme Fig. ??, é possível observar uma concordância entre os dois sistemas dosimétricos, uma vez que ambos revelaram algum aumento da dose de superfície em todas as fatias. O estudo estimou um aumento médio de dose superficial na região da FSC igual a 58,6 % , compreendendo a diferença dos 50,5 % da dose de prescrição medidas sem a máscara, para os 79,8 % da dose de prescrição medidas com a máscara. Este aumento de dose medido por filmes EBT3 é superior ao medido por TLD-100, embora ainda seja subestimado quando comparado com o aumento medido por Hadley, Kelly e Lam (2005), que é superior a 100 %. Ao confrontar os resultados obtidos pelos dois sistemas dosimétricos em valores absolutos, foi notado um aumento de dose superficial de cerca de 70-90 cGy para cerca de 130-150 cGy com filmes EBT-3, contra 90-100 cGy para 120-140 cGy a partir dos TLD-100. A bem conhecida resolução bidimensional do EBT-3 fornece informações adicionais relativas ao limite entre a região de alta dose (acima de 90 cGy) e a região de dose baixa (20 cGy), que é atribuída a ação dos colimadores multi-folhas no Gantry do Acelerador Linear. Além disso, os filmes

EBT-3 revelam um aumento inesperado na dose superficial no lado direito superior (cerca de 150 cGy) quando comparado ao lado direito (cerca de 120-140 cGy), provocado pela presença da máscara termoplástica.

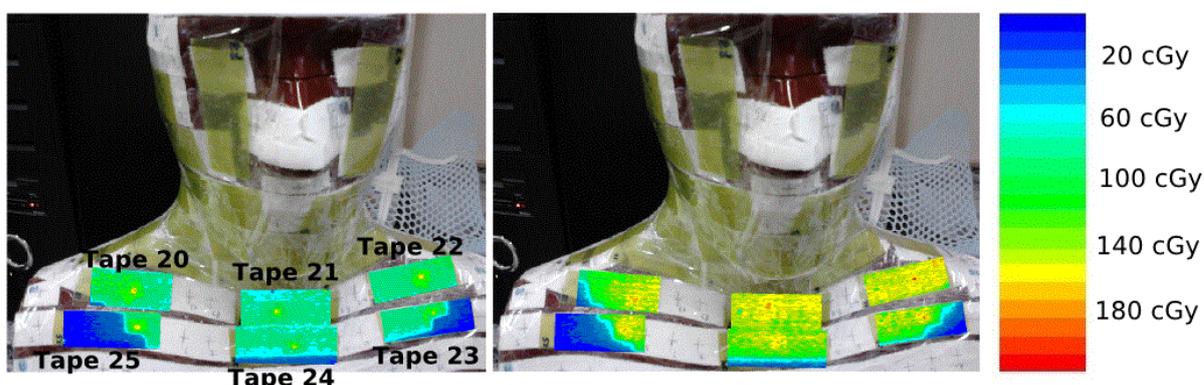


Figura 74 – Fotografia dos pequenos recortes de filme EBT3 de tamanho $1,0 \times 2,0 \text{ cm}^2$ colocadas sobre a região FSC do simulador antropomórfico, após irradiação com 180 cGy no Acelerador Linear Clinac 2100, com energia igual a 6 MV. Os filmes irradiados sem máscara são mostrados no lado esquerdo e os filmes irradiados com a presença da máscara de imobilização são mostrados no lado direito. Os valores de dose avaliados pelos recortes de filme EBT3 nas fatias E e C são mostrados. A relação entre a dose superficial e a escala de cores é mostrada mais à direita da figura. Fonte: Acervo do autor.

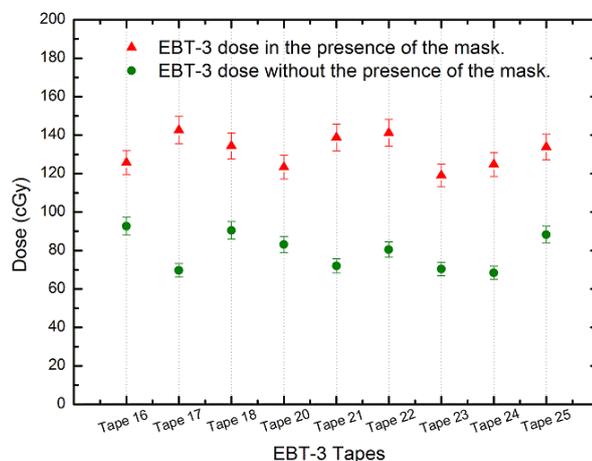


Figura 75 – Deposição de dose superficial na região anatômica da fossa supraclavicular medida por dosímetros EBT-3 com e sem imobilizador termoplástico. A dose prescrita para o tratamento foi de 180 cGy. As fitas indicadas no gráfico correspondem às fatias E e C. Fonte: Acervo do autor.

Tabela 9 – Dose média e erro associado às medidas com as fitas EBT3 de número 20, 21, 22, 23, 24 and 25 posicionadas sobre a fossa supraclavicular. A dose prescrita foi igual a 180 cGy.

Tratamento realizado		Fita 16	Fita 17	Fita 18	Fita 20	Fita 21	Fita 22	Fita 23	Fita 24	Fita 25
2* Com Máscara	Dose Média (cGy)	125,77	142,61	134,4	123,35	138,79	141,19	119,07	124,80	133,85
	Erro (cGy)	6,3	7,1	6,7	6,17	6,94	7,06	5,95	6,24	6,70
2* Sem Máscara	Dose Média (cGy)	92,69	69,71	90,46	83,11	72,02	80,49	70,35	68,43	88,27
	Erro (cGy)	4,63	3,49	4,52	4,16	3,60	4,02	3,52	3,42	4,41

De acordo com os dados advindos da dosimetria TL e da dosimetria com filmes radiocrômicos, apresentados nas Fig. ?? e Fig.74, respectivamente, foi possível constatar o aumento de dose superficial devido ao uso do imobilizador de cabeça e pescoço. Particularmente, todas as regiões da FSC abrangidas pelas tiras de filme EBT-3 registraram um aumento expressivo da dose nas camadas superficiais, como pode ser visto na Tabela 9. O maior aumento foi observado na tira número 21, que mediu um aumento médio de 66,77 cGy, isto é, uma dose superficial adicional de 93 %. Levando em conta que a intenção da prescrição médica era de distribuir 180 cGy sobre o volume da FSC, a média dos resultados com EBT-3 em todas as tiras dão um aumento médio de 70 %, originado pela presença da máscara de imobilização durante o tratamento.

7.3 Comparação de diferentes Imobilizadores

Para fins comparativos, o estudo foi ampliado para diferentes máscaras termoplásticas, representado por diferentes materiais dos principais fabricantes do acessório. Os experimentos foram desenvolvidos realizando a irradiação dos campos de tratamento em uma superfície diferente, em um simulador de água sólida (Fig. 76). As máscaras comerciais usadas nesta irradiação foram:

1. Máscara 1: Medintec M14 - batch M1611684
2. Máscara 2: Ofix Curve RT - 1892YESD Aquaplast
3. Máscara 3: RG 461 - 4VT Accu Perf



Figura 76 – Disposição do simulador de água sólida no experimento para avaliação da influência de diferentes máscaras na superficialização da dose. Fonte: Acervo do Autor.

A partir do uso de filmes EBT-3, foram avaliadas as doses de superfície medidas sob a influência destas máscaras. As doses foram avaliadas sob a malha e também sob o furo de cada máscara. Todos os experimentos foram realizados sob a mesma configuração. O campo de radiação foi de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a uma distância de 100 cm da fonte(alvo). A dose prescrita foi de 200 cGy em um ponto situado no raio central, a 5 cm de profundidade do simulador de água sólida. As doses superficiais obtidas são mostradas na tabela 10. Os resultados revelam que as doses medidas sob a malha são maiores do que as doses medidas sob os furos, para as três máscaras estudadas. A dose de superfície medida sem máscara é consideravelmente menor. Para uma dose administrada de 200 cGy, a máscara RG 461 aumenta a dose da pele de 28.1 cGy (sem máscara) para 197.9 cGy (sob a malha). Ao comparar as doses sob a malha com as doses sob os furos, para todas as máscaras, a última é bastante menor, levando a concluir que as máscaras com orifícios mais alargados, ou seja, com pequena quantidade de malha, podem fornecer doses menores à pele do paciente.

Tabela 10 – Dose superficial sob influência de diferentes máscaras termoplástica avaliadas sob a malha e também sob o orifício de cada máscara. A dose prescrita foi de 200 cGy com uma profundidade de 5 cm no simulador de água sólida.

Doses superficiais sob influência da máscara termoplástica

	Medintec M14	Ofix Curve RT	RG 461	Sem Máscara
Dose Média	164.6 cGy	167.3 cGy	186.9 cGy	28.1 cGy
Dose sob a malha	186.9 cGy	191.2 cGy	197.9 cGy	
Dose sob o furo	134.0 cGy	135.4 cGy	136.0 cGy	

Comparando o resultado de todos os dispositivos imobilizadores com a situação sem utilização de máscara termoplástica (Fig. 77, é notório o aumento expressivo de dose. Pode-se atribuir, unilateralmente, grande parcela do aumento de dose em pele a simples presença de um material na superfície de entrada, independente das variações da natureza material de cada dispositivo.

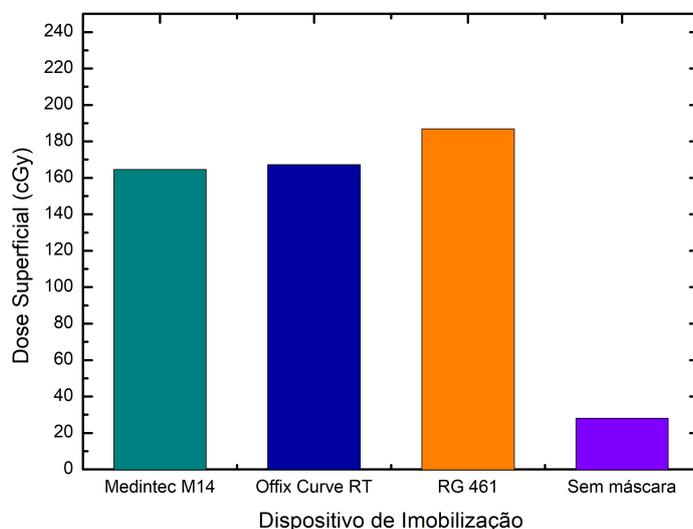


Figura 77 – Comparação das medidas da dose superficial média sob cada máscara para todos os dispositivos imobilizadores avaliados. Fonte: Acervo do Autor.

Avaliando o efeito da presença de furos sobre a estrutura material do dispositivo imobilizador, é possível observar uma diminuição significativa da dose nas áreas situadas sob os furos, quando comparadas as doses nas regiões sob as malhas. A Fig. 78 expõe os resultados supracitados, apresentando a proporção de aumento sob influência da malha para cada tipo de máscara termoplástica.

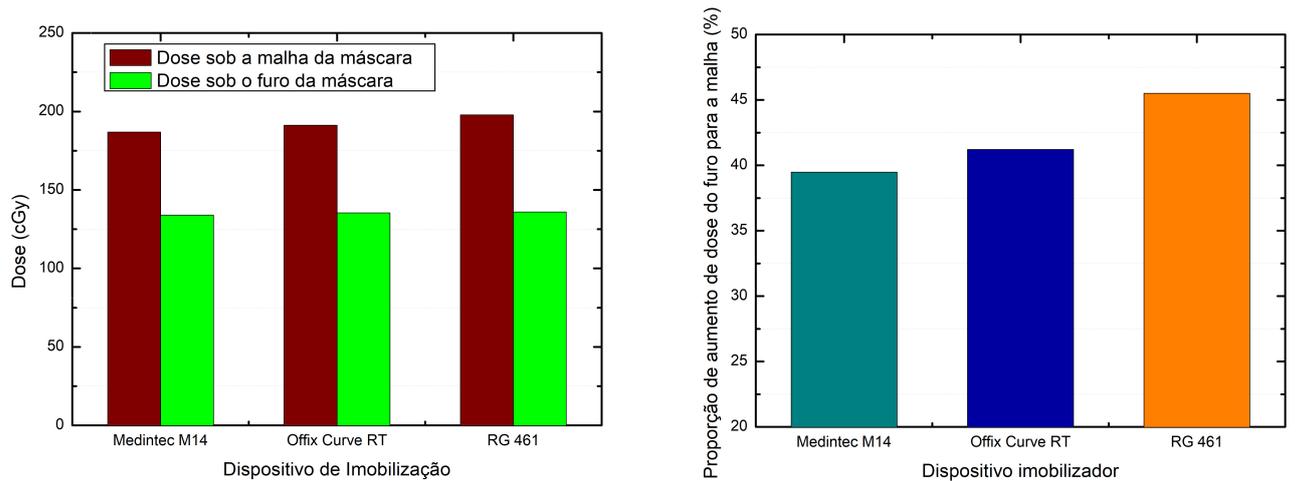


Figura 78 – Doses absolutas sob as malhas e furos para cada dispositivo imobilizador (Lado Esq). Proporção de aumento de dose comparando as influências do furo e da malha para cada dispositivo imobilizador (Lado Dir.) Fonte: Acervo do Autor.

As Fig.79 e Fig.80 exibem a distribuição bidimensional de doses superficiais avaliadas pela dosimetria com filmes EBT-3, para os resultados da influência de todos os dispositivos imobilizadores avaliados neste trabalho. Em primeiro lugar verifica-se facilmente a influência de qualquer material imobilizador na superficialização da dose. Posteriormente, é possível ver a influência da estrutura do material imobilizador na aparência da distribuição bidimensional de doses sobre a superfície.

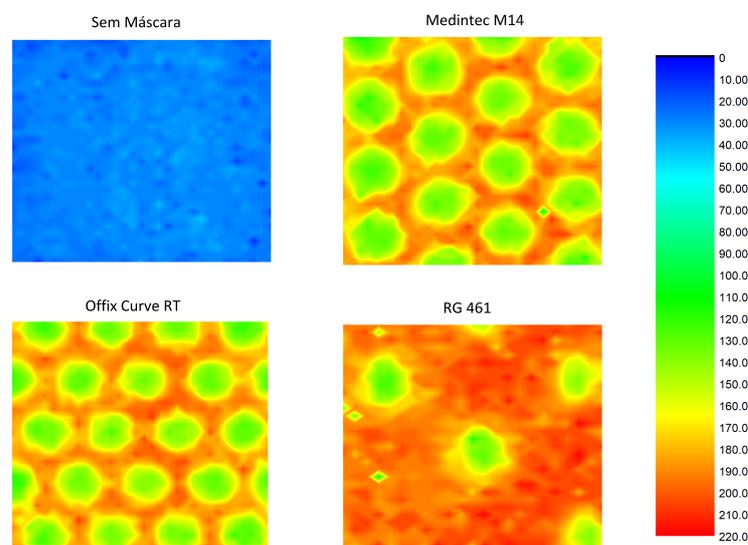


Figura 79 – Distribuição bidimensional das doses superficiais influenciadas pelos diferentes tipos de máscaras termoplásticas. Fonte: Acervo do Autor.

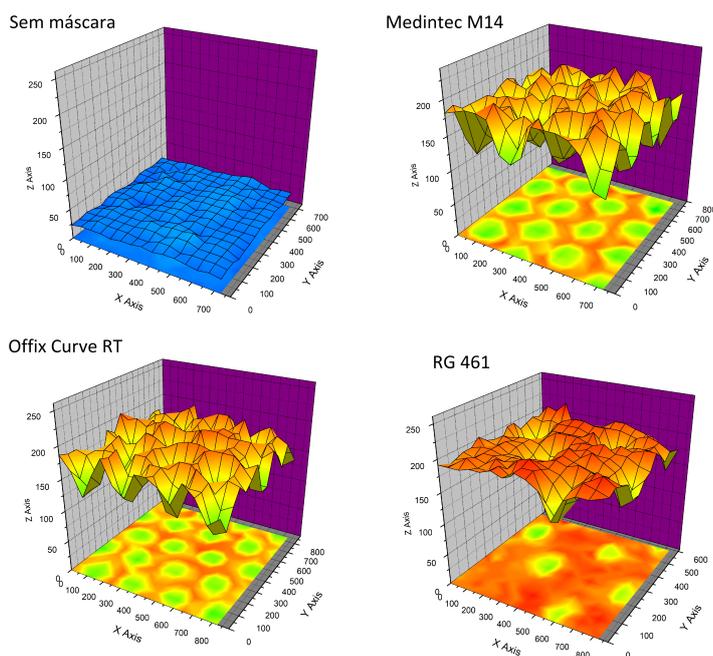


Figura 80 – Projeção em superfície 3D da distribuição bidimensional das doses superficiais influenciadas pelos diferentes tipos de máscaras termoplásticas. Fonte: Acervo do Autor.

Com o objetivo de avaliar a importância dosimétrica da presença do furo na estrutura malhada da máscara termoplástica, foi recolhido uma amostra praticamente sem furos da máscara Offix Curve RT. A amostra, que possuía a mesma espessura da amostra com furos, foi submetida ao mesmo processo de irradiação a um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, com prescrição a 5 cm de profundidade, exatamente conforme o tratamento feito as amostras com furos. A tabela 11 e a Fig. 81 apresentam os resultados.

Tabela 11 – Medida da dose superficial sob uma amostra da máscara Offix Curve RT com furos (normal) e outra sem furos

Máscara Offix Curve RT		
	Amostra com furos	Amostra sem furos
Dose Média	167,3 cGy	198,9 cGy

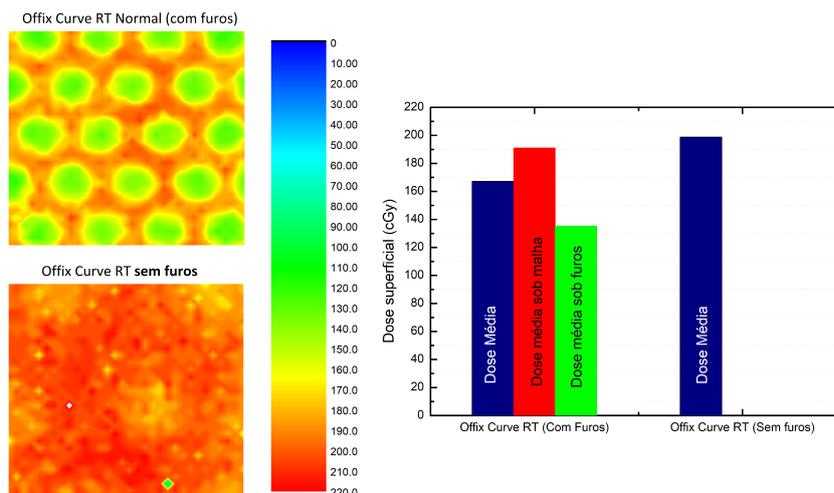


Figura 81 – Avaliação da influência do furo na diminuição da dose superficial para a Máscara Offix Curve RT. Fonte: Acervo do Autor.

Os resultados exibem quão significativo é a presença do furo na estrutura da máscara, no âmbito dosimétrico. A dose superficial média obtida para a Offix Curve normal é igual a 167,3 cGy, ao passo que o mesmo material, com a mesma espessura, mas sem os furos, reproduz uma dose superficial média igual a 198,9 cGy. O aumento em termos absolutos é igual a 31,6 cGy, fazendo com que a pele receba aproximadamente a mesma dose de prescrição, planejada a uma profundidade de 5 cm no simulador de água sólida. Observa-se também que mesmo as regiões localizadas sob a malha na máscara normal não chegam a receber a mesma dose medida pelo máscara sem furos. A explicação deste fenômeno pode vir da diminuição do espalhamento lateral que a presença do furo produz, proporcionando uma amenização da influência da malha sobre a pele do paciente. Adicionalmente, é salutar considerar a importância da estrutura de malhas do imobilizador na garantia de maior conforto ao paciente, sem comprometer a indispensável imobilização anatômica. Explorando mais detalhadamente a influência da estrutura usual da máscara termoplástica nas distribuições de dose superficiais em Radioterapia, procurou-se quantificar proporcionalmente a relação entre malha e furo, de modo a entender o impacto da opção estrutural de cada fabricante, tendo como horizonte a avaliação do aumento da dose superficial pelo uso dos imobilizadores. Obteve-se então a proporção entre área de furo e área de malha para cada tipo de máscara termoplástica. Os resultados estão apresentados na Fig. 82.

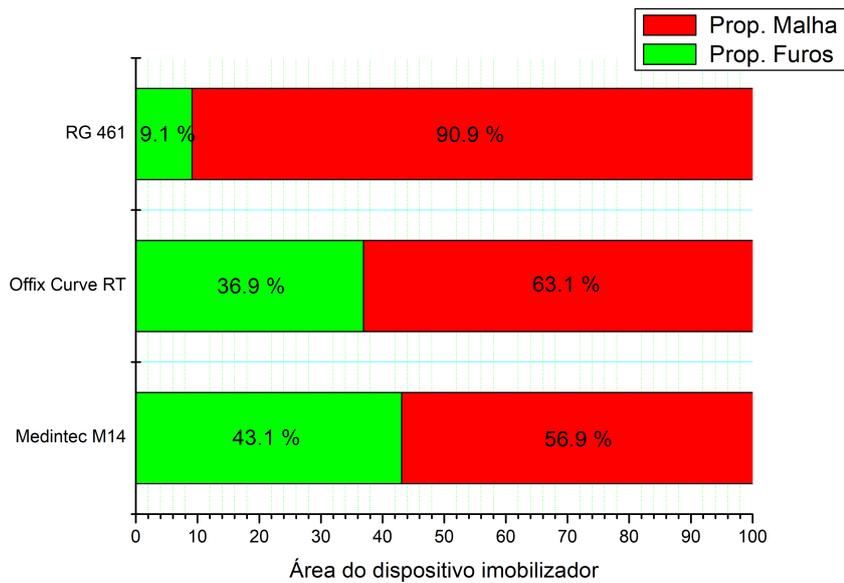


Figura 82 – Distribuição proporcional da área de malhas e furos sobre a área útil das diferentes máscaras termoplásticas. Fonte: Acervo do Autor.

Analisando os resultados é coerente afirmar que a relação entre o tamanho total da área de furos e o tamanho total da área de malhas influi diretamente no aumento de dose superficial. A máscara que registrou o maior aumento médio de dose superficial, a RG 461, foi exatamente o imobilizador que apresentou maior área de malha em relação a área de furos em sua estrutura. Analogamente, a máscara Medintec M14, que havia registrado a menor dose média superficial, apresentou a menor área total de malha em relação a área total da furos. O raciocínio imediato estabelece uma relação diretamente proporcional entre a área total de furos presentes em uma máscara e a diminuição da dose recebida na pele do paciente. Desta forma e conforme a Fig.83, foi possível propor uma função algébrica relacionando a quantidade proporcional de furos em uma estrutura imobilizadora e a dose superficial prevista:

$$D_s = (192,9 - 0,7 * R) * D_p/200 \quad (7.1)$$

onde D_s é a dose superficial prevista para a pele do paciente, D_p é dose prescrita pelo médico e R é a razão entre a área total de furos e a área útil total da máscara termoplástica.

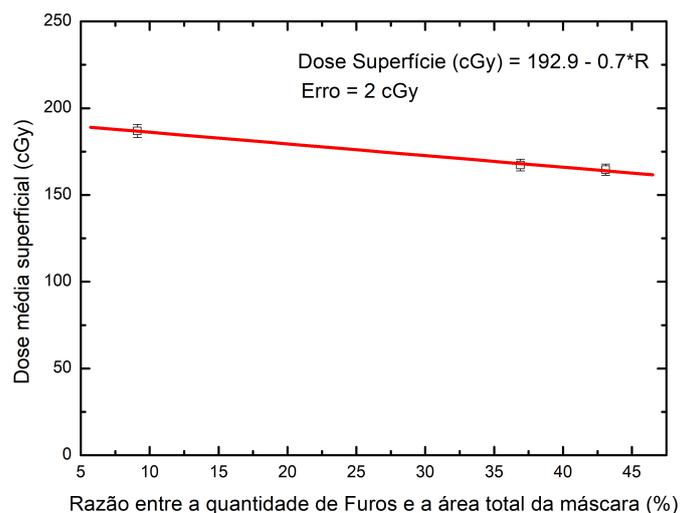


Figura 83 – Gráfico da Razão entre área total de furos e área total da máscara versus dose superficial. Fonte: Acervo do Autor.

Pode-se ainda, interpretar a relação entre os furos e as malhas das máscaras analisando o *profile* bidimensional das imagens superficiais de isodose. Propõe-se o entendimento das curvas de isodose sobre um eixo infinitesimal a partir de uma função seno ou cosseno. Desta forma, é possível adquirir uma média da função trigonométrica periódica por decomposição em séries de Fourier. Por este método pode-se chegar a dose superficial média sob influência de uma máscara e ainda visualizar o impacto real da largura do furo na diminuição da dose superficial sobre o paciente, Fig.84.

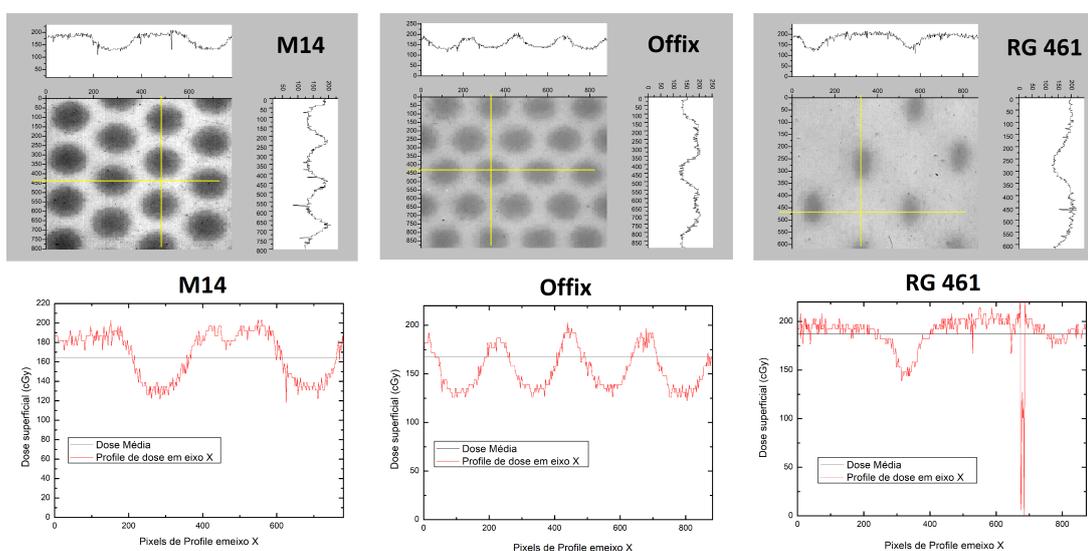


Figura 84 – Na parte superior da figura se apresentam os Perfis de dose superficial para cada máscara termoplástica. Na parte inferior se exibem os gráficos com os perfis avaliados como funções periódicas trigonométricas. Fonte: Acervo do Autor.

7.4 Resultados dos Algoritmos computacionais

Na Fig.85 são apresentados os resultados da avaliação da dose superficial por meio do algoritmo analítico de cálculo PBC (do inglês *Pencil Beam Convolution*), simulando uma exposição de 180 cGy, com e sem imobilizador termoplástico. Os resultados apontam para um aumento importante na dose superficial quando se usam máscaras de imobilização na maioria dos pontos medidos. Embora esses resultados estejam de acordo com os resultados anteriores obtidos usando dosímetros TLD-100 e filmes EBT3, os resultados obtidos na posição E11 e C16, ao contrário dos outros dois sistemas dosimétricos, indicam que as doses são diminuídas com o uso de máscara termoplástica. Além disso, as doses superficiais de entrada avaliadas pelo método PBC com a presença do imobilizador foram 50% menores do que as medidas realizadas com o TLD-100 e o EBT-3.

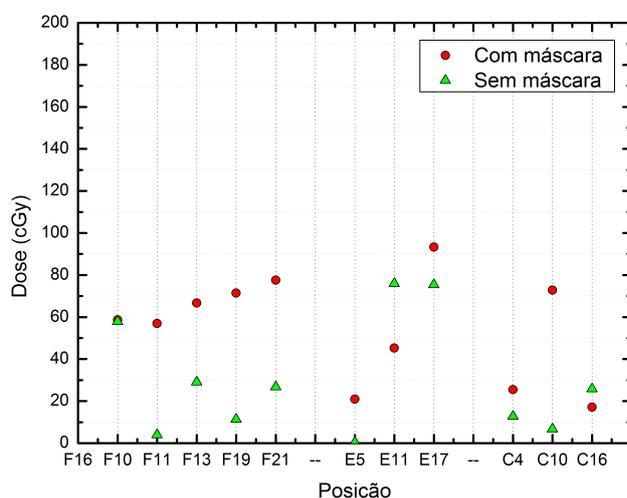


Figura 85 – Valores da dose superficial nos pontos indicados, conforme cálculo feito pelo algoritmo Pencil Beam Convolution.

Embora o PBC seja um dos algoritmos mais utilizados em Radioterapia para cálculo de doses em todos os tratamentos conformacionais, ele não é o único meio matemático e computacional de simular a interação da radiação com a matéria para a obtenção da dose absorvida nos voxels do volume. Além disso, convém mencionar que a própria estrutura lógica do algoritmo PBC pode variar de TPS para TPS, em função da presença de fatores de influência protegidos por patentes e ferramentas de otimização umas mais avançadas do que outras, alterando sensivelmente o gasto computacional entre elas e as opções de precisão de cada fabricante. Diante disso procurou-se comparar diferentes algoritmos de cálculo de dose entre si, para que fosse possível confrontar a qualidade do PBC utilizado neste trabalho com outras alternativas da mesma natureza. Para tanto, foi estabelecido um experimento teste, reproduzindo as condições de referência de uma câmara de ionização cilíndrica padrão secundário, para que o resultado absoluto de dose neste ponto e em outros pontos adjacentes pudesse ser comparado com o resultados informados pelos algoritmos

de cálculo. A configuração inicial do teste compreendeu a utilização de um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície de um simulador de água sólida, distante 100 cm da fonte(alvo). A câmara de ionização foi posicionada a 5 cm de profundidade, conforme a Fig. 86.

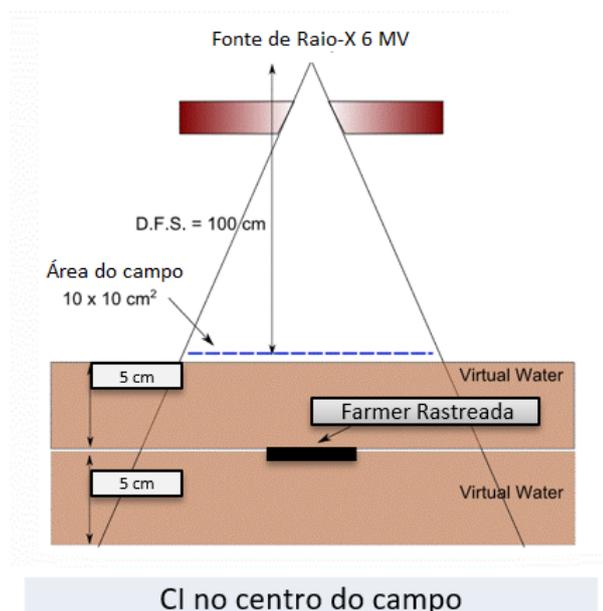


Figura 86 – Experimento para comparar diferentes algoritmos de Cálculo de dose, confrontando seus resultados com o valor real obtido por dosimetria física.

Para realizar os cálculos computacionais foram obtidos os seguintes algoritmos e seus respectivos TPSs:

- Colapsed Cone - Mônaco, Elekta
- Pencil Beam - Mônaco, Elekta
- Monte Carlo Simulation - Mônaco, Elekta
- Colapsed Cone - CAT-3D, Mevis
- Pencil Beam - CAT-3D, Mevis

É importante considerar o fato de que o algoritmo Monte Carlo trata-se de um método estocástico de cálculo de dose, diferentemente dos outros algoritmos citados, que são analíticos. Algoritmos estocásticos eram até pouco tempo opções quase impraticáveis em Radioterapia dada a grande exigência computacional para o funcionamento de programas baseados nestes códigos. No entanto, atualmente já é possível encontrar várias clínicas e hospitais que realizam, para planos de tratamento mais avançados, cálculos baseados em simulações Monte Carlo. Tal fato se intensificou com a chegada dos tratamentos modulados em Radioterapia, abrindo novas fronteiras na dosimetria de pequenos campos, de arcos

modulados, e de outros avanços na entrega de doses. Assim sendo, o método Monte Carlo Simulation da Elekta, foi incluído neste experimento.

Os resultados apresentados no primeiro teste, conforme ilustração na Fig. 86, estão dispostos na tabela 12.

Tabela 12 – Resultado dos cálculos computacional através de diferentes algoritmos e comparação com valor real.

Teste 01				Dose (cGy)					
Campo	SSD	Zref (cm)	UM	Real	Mônaco CC	Mônaco PB	Mônaco MC	Cat-PB	Cat-CC
10 x 10	100	5 cm	100	85.34	85.8	86.3	85.6	86.93	86.58
Concordância					99.47%	98.89%	99.70%	98.17%	98.57%

A Fig. 87 apresenta os resultados do teste supracitado em formato gráfico, destacando o valor real da dose e a proximidade alcançada por cada algoritmo.

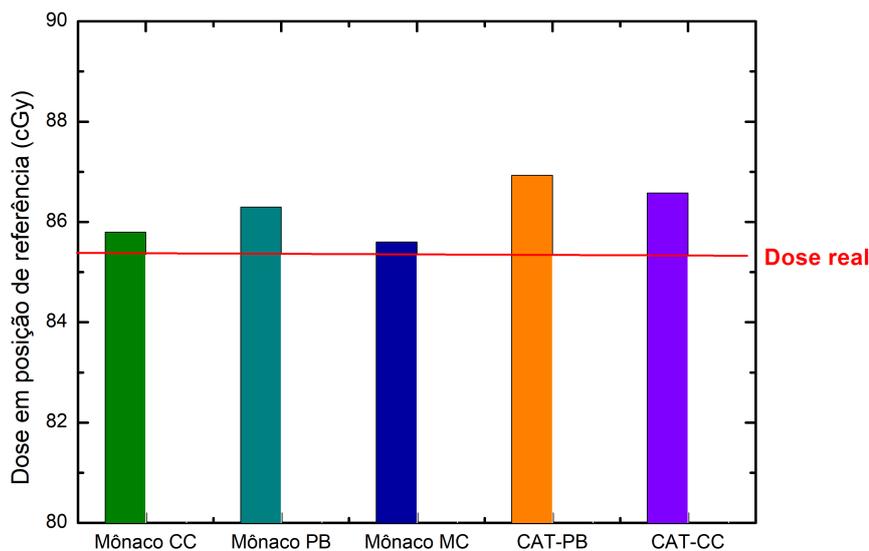


Figura 87 – Doses na configuração de referência para todos os algoritmos avaliados. Valor real de dose está indicado pela linha vermelha. Fonte: Do autor.

Com o objetivo de abordar uma comparação dosimétrica de maior amplitude, foram realizados outros 15 testes que contemplaram medidas em variadas posições de um simulador de água sólida irradiado com um campo 10 x 10 cm², a 100 cm da fonte(alvo). A proposição dos testes objetivou varrer a distribuição de doses em vários pontos de um plano, além de uma medida em técnica Isocêntrica, quando varia-se a distância da fonte até a superfície, e finalmente uma medida sob influência de um filtro atenuador de chumbo. A Fig. 88 descreve sistematicamente os experimentos propostos para avaliação da precisão dos algoritmos de cálculo de dose em Radioterapia.

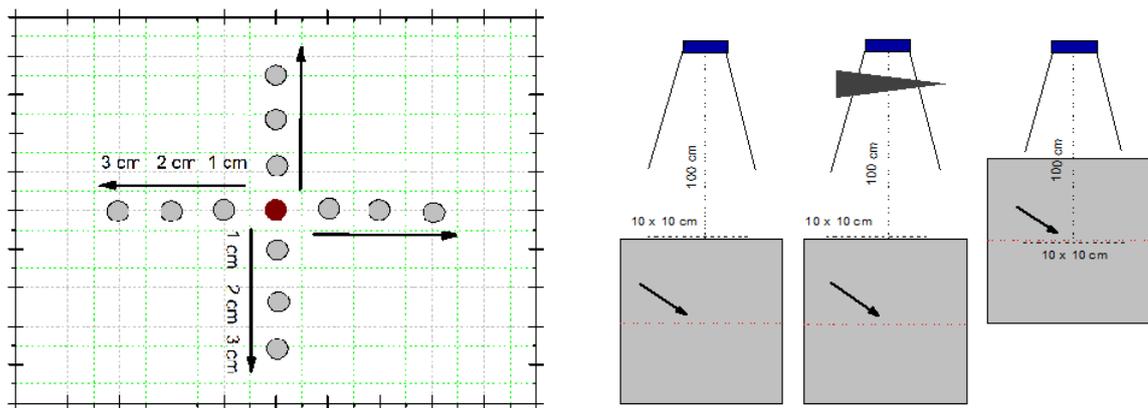


Figura 88 – Ilustração dos experimentos realizados para comparar a qualidade dos algoritmos no cálculo de doses em Radioterapia.

Os testes estão apresentados com detalhes na tabela 13.

Tabela 13 – Descrição dos experimentos para comparação dos algoritmos de cálculo em Radioterapia.

2*Teste	Configuração				
	Descrição	Campo (cm)	SSD	Zref (cm)	UM
1	CI no centro do campo	10,x 10	100	5	100
2	CI 1 cm a esq do centro do campo	10,x 10	100	5	100
3	CI 2 cm a esq do centro do campo	10,x 10	100	5	100
4	CI 3 cm a esq do centro do campo	10,x 10	100	5	100
5	CI 4 cm a esq do centro do campo	10,x 10	100	5	100
6	CI 1 cm a dir do centro do campo	10,x 10	100	5	100
7	CI 2 cm a dir do centro do campo	10,x 10	100	5	100
8	CI 3 cm a dir do centro do campo	10,x 10	100	5	100
9	CI 4 cm a dir do centro do campo	10,x 10	100	5	100
10	CI 1 cm cranial do centro do campo	10,x 10	100	5	100
11	CI 3 cm cranial do centro do campo	10,x 10	100	5	100
12	CI 1 cm caudal do centro do campo	10,x 10	100	5	100
13	CI 3 cm caudal do centro do campo	10,x 10	100	5	100
14	CI no centro do campo com W60	10,x 10	100	5	100
15	CI no centro do campo em SAD com DFP = 95 cm pelo AP	10 x 10	95	5	100

A avaliação do resultado de todos os testes fez-se importante para a obtenção de uma conclusão acerca da conformidade dos algoritmos entre si e, sobretudo, o grau de precisão em apontar os valores reais medidos pela dosimetria física apurada em câmara rastreada. Conforme apresenta a tabela 14, todos os algoritmos analisados nos experimentos alcançaram menos de 2 % de desvio médio em torno da dose real. Tal valor aponta para um grau elevado de exatidão dos algoritmos em doses profundas, garantindo que as imprecisões apontadas pelas medidas em pele sejam oriundas quase que totalmente das imprecisões dos algoritmos em medidas na região de build-up, conforme discutido nas considerações iniciais

deste trabalho. Ademais, a simulação estocástica Monte Carlo exibiu a maior exatidão entre os algoritmos, chegando a 0,3 % de desvio médio. Em acordo com os resultados, a Agência Internacional de Energia atômica recomenda um desvio médio de até 3% para os algoritmos em TPSs usados em planejamentos radioterápicos.

Tabela 14 – Desvio Médio de cada algoritmo de cálculo em relação ao valor real de referência.

Grau de exatidão				
Mônaco CC	Mônaco PB	Mônaco MC	Cat-PB	Cat-CC
1%	1.11%	0.30%	1.83%	1.43%

7.5 Discussão sobre os resultados do aumento de dose na pele

As máscaras termoplásticas empregadas para o posicionamento e imobilização de pacientes contribuem para o desaparecimento do efeito Skin Sparing nos procedimentos de radioterapia. Não obstante, os imobilizadores atuam decisivamente no aumento notável da dose na pele (LEE et al., 2002). A magnitude deste fenômeno e as suas consequências clínicas dependerão claramente de algumas características do material imobilizador, como a espessura, a proporção entre furos e malhas, e também dos atributos do feixe incidente, como o espectro de energia e a obliquidade. As medidas superficiais de dose realizadas neste trabalho, mostraram um aumento incontestável de dose na pele provocado pelo uso de imobilizadores termoplásticos. Este aumento foi detectado por todos os três sistemas dosimétricos utilizados, isto é, a dosimetria TL, os filmes radiocrômicos e o algoritmo de cálculo Pencil Beam Convolution (PBC), embora o sistema PBC tenha registrado o efeito com pequenas diferenças em comparação aos outros dois sistemas. Os dosímetros TLD-100 e os filmes EBT-3 encontram resultados de aumento de dose discrepantes quando o imobilizador foi colocado sobre a pele do simulador Rando Alderson. Os dois sistemas dosimétricos apontaram um aumento médio de dose igual a 38.4% e 79.8%, respectivamente. Foi observado que Hadley, Kelly e Lam (2005) testaram máscaras de imobilização com orifícios pequenos e largos, para procedimentos de radioterapia de cabeça e pescoço, na superfície de um simulador de água sólida e a partir da irradiação em um acelerador linear LINAC EX21. Eles utilizaram uma câmara de placas paralelas para realizar as medidas normalizadas para 15 mm de profundidade. A dose de superfície foi estimada para variar de 16% da dose administrada (sem a máscara) para 31% and 35% (com a máscara estendida em fator de 300%) para furos pequenos e maiores, respectivamente, exposto a um feixe de fótons de 6 MV, resultando em um aumento de dose acima de 100 %. Desta forma, o aumento de dose superficial registrado neste trabalho a partir da utilização dos TLD-100 na pele do simulador antropomórfico está subestimado quando comparado aos resultados indicados por Hadley, Kelly e Lam (2005). Este resultado realmente faz sentido porque os dosímetros TL utilizados neste estudo medem a dose média sobre a espessura mais superficial, o que pode levar o TLD-100 a subestimar o aumento na dose,

uma vez que as medidas feitas por [Hadley, Kelly e Lam \(2005\)](#) com câmaras de placas paralelas foram normalizadas a uma profundidade de 15 mm. Foi observado que a avaliação da dose de superfície incluiu medidas na região de build-up, a região de desequilíbrio eletrônico. Além disso, o TPS usado para calcular as doses de superfície neste trabalho tem baixa precisão na região de build-up, aparentemente justificando a discrepância entre os resultados do TLD-100 e a dose determinada pelo algoritmo PBC. Ambos os sistemas dosimétricos mediram doses de superfície médias semelhantes sem a presença de máscaras de imobilização, isto é, 50,5 % para EBT3 e 53,7 % para o TLD-100. É bem sabido que os chips comerciais Harshaw TLD-100 de 0,9 mm de espessura foram descritos na literatura com a possibilidade de sobrestimar as doses de superfície e que os TLD Extra-Thin e os Black TLDs apresentam melhor desempenho neste tipo de dosimetria. Como exemplo, [Kron et al. \(1993a\)](#) irradiou o TLD-100 de espessura igual a 0,9 mm em um Acelerador Linear similar (Clinac 2100) e nas mesmas condições (campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$) em um simulador de água sólida e detectou que dose superficial é superestimada por um fator de 2,61. Assim, se for aplicado um fator de correção próximo a isso nos resultados deste trabalho com o TLD-100, o aumento percentual de dose de superfície medido seria igual a 20,5 %, o que está de acordo com os valores encontrados pelos dosímetros Extra Thin (20,8 %) e os Black TLDs (19,4 %), irradiado nas mesmas condições ([KRON et al., 1993b](#)). Curiosamente, esta correção de resultado do TLD-100 abre uma nova questão sobre a dose superficial avaliada por meio dos filmes EBT-3 que, neste caso, seria superestimado, ou seja, igual a 50,5 %. Observa-se que esse valor foi a dose média de superfície medida por filmes EBT3 exatamente sobre as mesmas posições dos chips TLD-100 (F10 a F21, E5 a E11 e C4 a C16). Se for tomada a dose superficial média calculada sobre as fitas 16 a 25 (dados na tabela 9 e Fig. 75), a dose média é um pouco menor, igual a 44,1 %. Pode-se citar um experimento semelhante, feito por [Akbas et al. \(2016\)](#) que reportou medidas de dose superficial com EBT-3 no simulador equivalente a água RW3 Slab iguais a 20,4 % da dose prescrita. Assim, pode-se aceitar que, no futuro, algumas melhorias devam ser feitas nos procedimentos de calibração dos filmes EBT3, a fim de diminuir os valores superestimados encontrados neste estudo. As doses na pele de entrada avaliadas pelo método PBC sem a presença de máscaras de imobilização foram menores do que as medida por TLD-100 e EBT-3. Apenas três medidas (F10, E11 e E17) estavam na faixa de 60-80 cGy. Nos nove pontos restantes, todas as medidas estavam abaixo de 30 cGy. Os resultados por meio do algoritmo PBC apontaram para um aumento na maioria dos pontos medidos. No entanto, ressaltadamente, nenhum aumento ou mesmo uma diminuição foi observada em alguns pontos de avaliação. Neste ponto, destaca-se que o algoritmo de cálculo de doses amplamente utilizado em clínicas e hospitais espalhados pelo mundo, conhecido como PBC, é um importante método analítico disponível para esta finalidade ([AKBAS et al., 2016](#)). Neste trabalho, foi feita a avaliação computacional da dose administrada à superfície do simulador antropomórfico, na tentativa de verificar sua precisão em relação

a outros dois sistemas dosimétricos. No entanto, de fato, a precisão do PBC, embora amplamente citada na literatura, pode apresentar falhas significativas, principalmente quando se pretende avaliar a dose transferida por pequenos campos de tratamento (KNÖÖS *et al.*, 1995), bem como para avaliação da dose distribuída em regiões de desequilíbrio eletrônico (KRIEGER; SAUER, 2005). Neste contexto, procurou-se avaliar a precisão do algoritmo PBC em comparação a outros algoritmos disponíveis e utilizados em Radioterapia. Foram destacados para este trabalho os algoritmos Pencil Beam Convolution, Collapsed Cone e Monte Carlo, pertencentes ao sistema Mônaco, de propriedade da Elekta, além dos algoritmos Pencil Beam Convolution e Collapsed Cone pertencentes ao sistema CAT-3D, da Mevis. O algoritmo utilizado neste trabalho apresentou resultados em boa concordância com os demais algoritmos e com os valores reais para medidas em profundidade, isto é, fora da região de desequilíbrio eletrônico. Isso foi importante para assegurar que a imprecisão do PBC nas medidas superficiais de dose propostas por este trabalho não foi influenciada por um erro significativo do algoritmo ou de sua modelagem na determinação da dose absorvida resultante da interação da radiação com a matéria. Tal imprecisão deve ser atribuída fundamentalmente a incapacidade matemática do PBC em determinar doses na região de build-up. As incertezas dosimétricas observadas nessas regiões, como para os casos das interfaces entre tecidos de diferentes densidades, devem ser de alguma forma aceitas pelos organismos internacionais que publiquem protocolos de radioterapia. Um exemplo é a recomendação do Task Group 53 da AAPM (Associação Americana de Físicos em Medicina), que estabelece como 40% o limite de incerteza nas regiões de build-up (FRAASS *et al.*, 1998). Apesar do documento e da credibilidade da organização que o subsidia, é coerente considerar que alguns tumores tratáveis com radioterapia podem se situar próximos ou exatamente sobre a pele do paciente, introduzindo nestes tratamentos uma fonte de erro significativa, que deve ser evitada a partir do uso de bolus sobre estas regiões, ou através da escolha de outras estratégias que envolvam feixes de elétrons, por exemplo. Finalmente, embora este trabalho tenha discutido o aumento da dose superficial decorrente do uso de imobilizantes termoplásticos, é justo considerar que o instrumento de imobilização é uma ferramenta essencial para o sucesso dos tratamentos em radioterapia, garantindo a reprodutibilidade do posicionamento do paciente durante todos os dias da terapia. Sem o imobilizador, os danos ao paciente seriam claramente maiores do que o efeito de superficialização da dose. Assim, é razoável pensar que o desenvolvimento de novos dispositivos de imobilização, que garantam a manutenção dos benefícios da imobilização e, simultaneamente, não prejudiquem significativamente a pele do paciente, deve ser encorajado.

8 O uso do TLD-100 para o controle de qualidade em TBI

8.1 Curva de Calibração do TLD-100

Para este trabalho foram utilizados os mesmos TLDs selecionados para o trabalho de avaliação do aumento de dose na pele. O processo de calibração precisou ser realizado de forma independente, uma vez que o acelerador linear responsável pela realização do tratamento de irradiação de corpo inteiro (TBI) foi diferente do trabalho de avaliação de aumento de dose na pele. Para tanto, após a obtenção da leitura TL em μC dos dosímetros irradiados, foi possível estabelecer uma relação com a dose absorvida nas condições de referência. A partir de um ajuste quadrático, a curva de calibração dos TLDs foi obtida, conforme mostrado na Fig. 89.

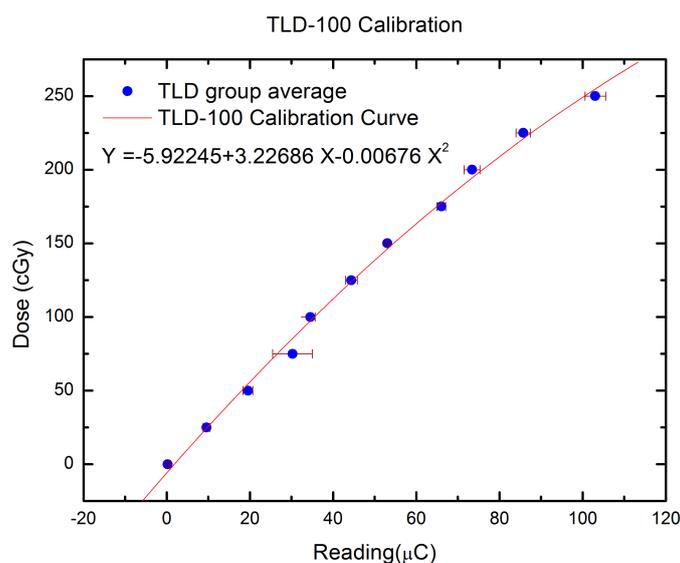


Figura 89 – Curva de Calibração do TLD-100.

8.2 Execução do Tratamento de TBI

A Irradiação de corpo inteiro foi realizada em uma paciente programada para receber um doação de medula óssea. Ela foi submetida ao tratamento para receber a imunossupressão do sistema imunológico antes de receber o órgão transplantado. A execução do tratamento seguiu os protocolos clínicos já mencionados na descrição metodológica deste trabalho. A paciente foi posicionada em decúbito lateral sobre um colchão a vácuo, importante para assegurar a imobilização durante a longa sessão de irradiação a qual a

paciente seria exposta. Os dosímetros TLD-100 foram posicionados sobre a pele da paciente nas regiões indicadas pela Fig. 57. É importante reportar que a paciente foi reposicionada durante o tratamento para a execução do segundo campo de irradiação previsto na TBI, mas os dosímetros foram rigorosamente mantidos em suas posições. A Fig. 90 exibe a configuração de tratamento escolhida e as atenuações de cerrobend inseridas no gantry do acelerador para compensar a menor densidade do pulmão e a menor densidade dos membros.



Figura 90 – À esquerda: Configuração do tratamento de TBI. À direita: Placas de Cerrobend inseridas no gantry para compensar a menor densidade do pulmão e a menor espessura dos membros.

8.3 Controle de qualidade da TBI por meio da dosimetria termoluminescente

Os TLDs colocados nos pontos especificados na Fig. 57 foram, após a realização da TBI na paciente, submetidos ao processo de avaliação das leituras TL para obter as doses absorvidas por cada um deles. As tabelas 15 e 16 fornecem os resultados para a dose média em cada ponto de avaliação da dose.

Tabela 15 – Dose média sem correções obtida pela leitura dos TLDs posicionados na superfície anterior da paciente.

Posição do TLD	Superfície anterior	
	Leitura do TLD (μC)	Dose (cGy)
Pés	58,73	162,75
Joelho	65,87	180,41
Abdomen	65,97	180,65
Tórax	64,30	176,57
Cabeça	54,14	151,14

Tabela 16 – Dose média sem correções obtida pela leitura dos TLDs posicionados na superfície posterior da paciente.

Superfície Posterior		
Posição do TLD	Leitura do TLD (μC)	Dose (cGy)
Pés	60,71	164,37
Joelho	59,33	161,07
Abdomen	61,75	166,84
Tórax	58,7	159,56
Cabeça	53,65	147,22

Embora os TLDs tenham sido posicionados na superfície anterior e posterior do paciente apenas uma vez no procedimento, durante a aplicação dos campos de tratamento a paciente foi reposicionada, causando a inversão das faces voltadas para o feixe. Isso fez com que os resultados medidos pelos TLDs em cada ponto escolhido, contivessem uma porção da dose de entrada e outra porção da dose de saída na região de tratamento. Para estimar a dose distribuída na linha média do paciente, além da consideração do DAP e da porcentagem de dose profunda (PDD) nas condições de tratamento, foi necessário fazer uma correção para compensar a ausência de retroespalhamento para os TLDs em medida de dose de saída. Esta correção foi feita com base em estudos realizados por [Kron et al. \(1993b\)](#), que estimou uma perda de 4 a 16 % de dose absorvida causada pela ausência de retroespalhamento.

Com base nas considerações acima, as seguintes equações foram tomadas para obter dose na linha média do paciente:

$$\overline{D_{1C}} = \frac{D_1 \times PDD(Z_{mid}) + D_1 \times PDD(Z_{mid})/PDD(Z_{exit})}{2} \quad (8.1)$$

$$\overline{D_{2C}} = \frac{D_2 \times PDD(Z_{mid}) + D_2 \times PDD(Z_{mid})/PDD(Z_{exit})}{2} \quad (8.2)$$

$$D_{mid} = \left(\frac{\overline{D_{1C}} + \overline{D_{2C}}}{2} \right) \times 1,1 \quad (8.3)$$

Onde a equação 8.1 representa o cálculo da dose média D_{1C} corrigida pela PDD para profundidade localizada no meio do DAP da região avaliada. Se a dose D_{1C} corresponder a dose registrada pelo dosímetros situados na superfície anterior da paciente, a dose D_{2C} corresponderá a dose registrada pelos dosímetros posicionados sobre a superfície posterior, e vice-versa. A Equação 8.3 determina a dose média na linha média para cada região avaliada, aplicando a correção necessária para compensar a falta de retroespalhamento através da multiplicação pelo fator 1.1, de acordo com [Kron et al. \(1993b\)](#).

Assim, foi possível obter a dose na linha média para cada uma das regiões estudadas a partir das doses de superfície registradas pelo TLD-100. As doses estão apresentadas na tabela 17 .

Tabela 17 – Dose calculada para o centro do DAP nas regiões avaliadas a partir da dose medida pelos TLDs na superfície anterior e posterior do paciente.

Dose no centro do DAP	
Posição do TLD	Dose (cGy)
Pés	183,42
Joelho	191,48
Abdomen	210,80
Tórax	202,80
Cabeça	182,39

Portanto, a partir dos valores mostrados na tabela 17, obteve-se o valor da dose média no meio do DAP igual a 194,18 cGy. Uma vez que a dose de prescrição para tratamento é igual a 200 cGy, 194,18 cGy correspondem a 97% da dose desejada. Este resultado mostra um bom acordo entre os valores planejados antes da terapia e os valores observados nas medidas *in-vivo*.

Outra discussão importante é a observação do desvio padrão entre as doses calculadas para o centro do DAP nas várias regiões anatômicas que foram investigadas neste trabalho. A TBI visa proporcionar uma distribuição fortemente homogênea da dose prescrita ao tratamento sobre todo o volume do paciente, sendo importante por esta razão garantir uma pequena variação entre os valores de dose de cada região. O desvio padrão entre os valores obtidos neste estudo resultou em uma variação média de 6% em torno da dose média. Considerando a complexa condição para o planejamento da TBI, que compreende a irradiação de um grande volume com várias densidades e espessuras, um desvio médio de 6% flutuando próxima a dose de prescrição indica boa homogeneidade da dose sobre o volume da paciente.

8.4 Comparação entre os valores medidos e os valores planejados

O planejamento da TBI objetivou a mínima satisfação dos critérios que garantiriam o sucesso da modalidade terapêutica. Neste sentido, era praticamente impossível produzir um tratamento com altíssimo índice de conformidade e exatidão da dose prescrita em todo o volume da paciente. Pautando-se pela necessidade de fornecer uma distribuição de dose que contemplasse uma mínima dose maior do que 90 % da dose prescrita e uma dose máxima menor do que 110 % desta mesma dose, o planejamento foi realizado e aprovado. Com a obtenção das medidas através da dosimetria física foi possível comparar os valores planejados em cada ponto com os valores recolhidos experimentalmente, conforme apresenta a tabela 18 .

Tabela 18 – Comparação entre as medidas planejadas e as medidas recolhidas pela dosimetria *in-vivo* durante a TBI.

Centro do DAP da região	Planejamento (cGy)	Medida in-vivo (cGy)
Pés	204,7	183,42
Joelhos	196,2	191,48
Abdomen	200	210,8
Tórax	216,9	202,8
Cabeça	205,8	182,39

A Fig. 91 apresenta por meio de gráfico a proximidade entre as doses medidas, planejadas e ideais, isto é prescritas pelo médico, para cada região da paciente submetida a TBI.

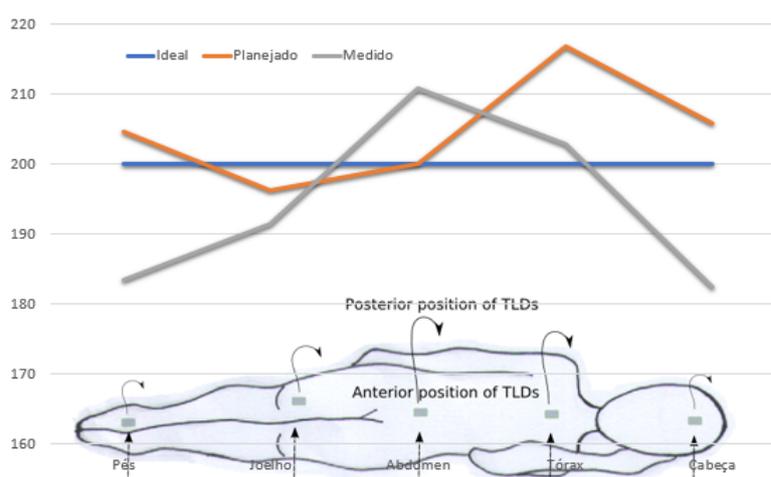


Figura 91 – Comparação entre as doses medidas na dosimetria in-vivo, as doses planejadas pelo físico e as doses ideais prescritas pelo médico para cada região da paciente submetida ao tratamento da TBI.

Comparando apenas as doses planejadas pelos físicos e as doses medidas pela dosimetria TL, pode-se observar, conforme a tabela 18, uma conformidade boa dos valores nas regiões dos joelhos, abdomen e tórax. Por outro lado, as regiões mais extremas da paciente, pés e cabeça, apresentaram uma discrepância quase duas vezes maior que a observada para as outras regiões. Possivelmente, esta variação se explique pela influência do perfil de dose nas regiões de extremidade de campos grandes de radiação, geralmente influenciados por penumbras dosimétricas. No entanto, é importante ressaltar que esta discrepância não comprometeu a qualidade do tratamento, uma vez que o plano e os registro in-vivo mostraram o atendimento as recomendações clínicas para a TBI.

8.5 Conclusões acerca do Controle de Qualidade da TBI com TLD-100

O uso da dosimetria termoluminescente para a avaliação das doses distribuídas na técnica TBI tem sido muito reportada na literatura. As vantagens da dosimetria TL estão na boa reprodutibilidade dos dosímetros, na sua excelente estabilidade, na sua sensibilidade adequada e até mesmo na sua densidade eletrônica aproximadamente próxima à densidade eletrônica do tecido humano. Esta última vantagem torna o TLD-100 um excelente dosímetro para ser usado no controle de qualidade de tratamentos, quando colocados sobre a pele dos pacientes. Neste trabalho, foi estudado o uso do TLD-100 para a medição das doses distribuídas na técnica de irradiação de corpo inteiro (TBI). O processo de seleção e calibração do TLD-100 foi realizado rigorosamente antes da utilização dos chips para a dosimetria *in-vivo*. Os TLDs foram organizados em alguns pontos representativos do paciente e, a partir da leitura do sinal TL, foi possível encontrar as doses absorvidas nas superfícies do paciente. Ao aplicar as correções necessárias para evitar a negligenciação de alguns fenômenos físicos que contribuem para o aumento da dose, foi possível encontrar a dose no centro do DAP da paciente nos vários eixos avaliados. Os resultados mostraram um bom acordo com os valores planejados para satisfazer a prescrição médica. Além disso, o pequeno desvio médio entre os valores encontrados em cada região indicou boa homogeneidade da dose no corpo da paciente.

Conclusões Gerais

Este trabalho esteve fundamentado na realização de dosimetria superficial em Radioterapia. Para tanto, as pesquisas contemplaram a utilização de dosímetros termoluminescentes do tipo TLD-100, filmes radiocrômicos EBT-3 e algoritmos computacionais de cálculo de dose. Foram estudados diversos tratamentos radioterápicos, tendo como foco a avaliação do aumento de dose superficial sob efeito de alguns acessórios comuns a prática clínica. A avaliação da dose superficial a partir de tratamentos simulados em simulador antropomórfico fez-se importante para oferecer um resultado em dose absoluta, que pudesse ser comparado aos resultados obtidos por algoritmos analíticos de cálculo de dose em Radioterapia.

A dosimetria superficial é, frequentemente, uma das poucas alternativas plausíveis para a manutenção de medidas in-vivo em pacientes submetidos a radioterapia. A partir destas informações dosimétricas, os profissionais da modalidade são capazes de estimar a conformidade das medidas reais com aquelas planejadas no software de cálculo. Se a metodologia de análise dosimétrica não for conduzida adequadamente, a credibilidade das conclusões extraídas estará comprometida. Adicionalmente, a deposição de altas doses nas camadas da epiderme está associada ao surgimento de sequelas dermatológicas, que invariavelmente impactam na qualidade de vida do paciente, podendo inclusive ter como consequência a suspensão da terapia por incapacidade do paciente em suportar os efeitos das lesões cutâneas. Foi proposto, em caráter inédito, um modelo matemático simples que estabeleceu uma relação entre a dose na pele de um paciente submetido a radioterapia de cabeça e pescoço com imobilizador termoplástico e a razão entre a área de orifícios do imobilizador e a área total do imobilizador. A Irradiação de corpo inteiro (TBI), tratamento de alta complexidade no qual o paciente é totalmente irradiado em uma dose total de aproximadamente 12 Gy, é uma técnica na qual a utilização de dosimetria superficial se faz necessária para verificar a homogeneidade da dose sobre todo o volume do paciente. Uma TBI ineficaz pode ser decisiva para impedir um transplante de medula óssea, procedimento dependente da imunossupressão do organismo. A reprodução de um tratamento desta envergadura é sempre uma tarefa desafiante. Por esta razão, o emprego de dosimetria clínica deve auxiliar o acompanhamento da distribuição de dose no paciente, permitindo a adoção de correções entre as frações, se necessário. Não obstante, a realização de medidas em pacientes exigiu o desenvolvimento de uma metodologia precisa, com redundância e prática, especialmente.

8.6 Trabalhos futuros

A partir destes trabalhos algumas questões foram levantadas ou não investigadas. Propõem-se como trabalhos futuros:

- Avaliar o perfil de dose profunda na região de desequilíbrio eletrônico. Essa investigação seria importante para apontar com precisão quão grande é o aumento de dose na região da derme, camada da pele com grande sensibilidade, de onde provém a maioria dos efeitos tóxicos a pele.
- Estudar a superficialização da dose em função de diferentes energias de feixe e diferentes taxas de dose. .
- Estudar o efeito da superficialização da dose para novos materiais que tem sido desenvolvidos para aprimorar a imobilização e a proteção da pele contra efeitos indesejáveis da Radioterapia.
- Utilizar dosímetros do tipo Mosfet para realizar dosimetria clínica em TBI, comparando os resultados com os obtidos em dosimetria por meio dos TLD-100.
- Expandir o estudo para a faixa de baixas doses, especialmente àquelas provenientes da radiação espalhada (secundária) e da radiação de fuga do equipamento acelerador de elétrons.

Referências

- AKBAS, U. et al. Surface and buildup region dose measurements with markus parallel-plate ionization chamber, gafchromic EBT3 film, and MOSFET detector for high-energy photon beams. *Advances in High Energy Physics*, v. 2016, 2016. ISSN 16877365. Citado na página 138.
- ALMOND, P. R. et al. AAPM 's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. n. September, p. 1847–1870, 1999. Citado na página 102.
- ALMOND, P. R. et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, v. 26, n. 9, p. 1847–1870, 1999. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1118/1.598691>>. Citado na página 93.
- ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. [S.l.: s.n.], 1986. ISBN 9780471011460. Citado na página 29.
- BARSANELLI, C. *Métodos para implementação da dosimetria in-vivo (dose de entrada) com dosímetros termoluminescentes na radioterapia externa com feixe de fótons*. 77 p. Tese (Doutorado), 2006. Citado 3 vezes nas páginas 58, 64 e 98.
- BAUMGARTNER, A.; STEURER, A.; JOSEF, F. Simulation of photon energy spectra from Varian 2100C and 2300C / D Linacs : Simplified estimates with PENELOPE Monte Carlo models. *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 67, n. 11, p. 2007–2012, 2012. ISSN 0969-8043. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2009.07.010>>. Citado na página 76.
- BENTEL, G. C. *Radiation Therapy Planning*. [S.l.: s.n.], 1996. 643 p. Citado na página 106.
- British Standards Institution. *INTERNATIONAL STANDARD Dosimetry with solid thermoluminescence detectors for photon and electron radiations in*. [S.l.], 2014. v. 2014. Citado 4 vezes nas páginas 30, 31, 94 e 98.
- CHIU-TSAO, S.-T.; CHAN, M. F. Evaluation of two-dimensional bolus effect of immobilization/support devices on skin doses: A radiochromic EBT film dosimetry study in phantom. *Medical Physics*, v. 37, n. 7, p. 3611, 2010. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v37/i7/p3611/s1\Agg=>>>. Citado na página 30.
- COELHO, T. S. *DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE DOSIMETRIA PARA APLICADORES DE BETATERAPIA DE 90Sr+90Y*. 106 p. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo (USP), 2010. Citado na página 101.
- DEVIC, S. et al. Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications. *Medical Physics*, v. 33, n. 4, p. 1116, 2006. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v33/i4/p1116/s1\Agg=>>>. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 84.

- DEVIC, S. et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. *Medical Physics*, v. 31, n. 9, p. 2392, 2004. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v31/i9/p2392/s1\Agg=>>>. Citado na página 101.
- DEVIC, S. et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical Physics*, v. 32, n. 7Part1, p. 2245–2253, 2005. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1118/1.1929253>>. Citado na página 32.
- DEVIC, S. et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical Physics*, v. 32, n. 7, p. 2245, 2005. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v32/i7/p2245/s1\Agg=>>>. Citado na página 101.
- DIAS, R. S.; SEGRETO, R. A. Princípios Básicos em Radioterapia. In: SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. (Ed.). *Radioterapia em Oncologia*. 2ª edição. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2013. p. 1274. Citado na página 70.
- DING, G. X. Energy spectra , angular spread , fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams : results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator. v. 1025, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 76.
- DOGAN, N.; GLASGOW, G. P. Surface and build-up region dosimetry for obliquely incident intensity modulated radiotherapy 6 MV x rays. *Medical Physics*, v. 30, n. 12, p. 3091, 2003. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v30/i12/p3091/s1\Agg=>>>. Citado na página 30.
- EATON, D. J. et al. Benefits of online in vivo dosimetry for single-fraction total body irradiation. *Medical Dosimetry*, Elsevier, v. 39, n. 4, p. 354–359, oct 2017. ISSN 0958-3947. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2014.06.003>>. Citado na página 87.
- EISBERG, R.; RESNICK, R. *FÍSICA QUÂNTICA*. Rio de Janeiro: [s.n.], 1979. 928 p. Citado 4 vezes nas páginas 37, 42, 45 e 51.
- FAIRBANKS, L. R. et al. Validação dos algoritmos de cálculo de dose do sistema de planejamento XiO ® considerando as correções para heterogeneidade dos tecidos Evaluation of dose calculation algorithms using the treatment planning system XiO ® with tissue heterogeneity correctio. v. 4, n. 3, p. 79–82, 2011. Citado na página 103.
- FIANDRA, C. et al. Clinical use of EBT model Gafchromic film in radiotherapy. *Medical physics*, v. 33, n. 11, p. 4314–4319, 2006. ISSN 00942405. Citado na página 32.
- FIORINO, C. et al. *Skin dose measurements for head and neck radiotherapy*. 1992. 1–4 p. Citado na página 30.
- FLOSI, A. A. *Desenvolvimento de cálculo de unidades monitoras para IMRT*. 1–57 p. Tese (Doutorado), 2011. Citado na página 87.
- FOWLER, J. F. Solid State Dosimetry. *Physics in medicine and biology*, v. 1, 1963. Citado na página 52.
- FRAASS, B. et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Medical physics*, v. 25, n. 10, p. 1773–1829, 1998. ISSN 00942405. Citado na página 139.

GANAPATHY, K. et al. Patient dose analysis in total body irradiation through in vivo dosimetry. *Journal of Medical Physics*, v. 37, n. 4, p. 214, 2012. ISSN 0971-6203. Disponível em: <<http://www.jmp.org.in/text.asp?2012/37/4/214/103607>>. Citado na página 111.

HADLEY, S. W.; KELLY, R.; LAM, K. Effects of immobilization mask material on surface dose. *Journal of applied clinical medical physics [electronic resource] / American College of Medical Physics.*, v. 6, n. 1, p. 1–7, 2005. ISSN 15269914. Citado 2 vezes nas páginas 127 e 137.

HALL, E. J.; GIACCIA, A. J. *Radiobiology for the Radiologist*. Wolters Kluwer Health, 2012. ISBN 9781451154184. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=Vy8CSVcriUoC>>. Citado 3 vezes nas páginas 45, 49 e 69.

HALPERIN, E. C. et al. The Discipline of Radiation Oncology. In: *Principles and Practice of Radiation Oncology*. [S.l.: s.n.], 2004. Citado 5 vezes nas páginas 67, 71, 73, 77 e 78.

HINSON, W. H. et al. Photon spectral characteristics of dissimilar 6MV linear accelerators. *Medical Physics*, v. 35, n. 5, p. 1698, 2008. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v35/i5/p1698/s1\Agg=>>>. Citado 4 vezes nas páginas 15, 39, 42 e 43.

HSU, S.-H. et al. Dose discrepancies in the buildup region and their impact on dose calculations for IMRT fields. *Medical Physics*, v. 37, n. 5, p. 2043, 2010. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v37/i5/p2043/s1\Agg=>>>. Citado na página 30.

IAEA. *TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienna, Austria, 2004. v. 2004, n. April, 181 p. Citado 5 vezes nas páginas 31, 93, 97, 98 e 102.

ICRU. *Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones*. [S.l.], 1993. Citado na página 70.

ICRU. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. [S.l.], 1999. Citado 3 vezes nas páginas 15, 72 e 73.

IFTIKHAR, A. et al. Comparison of lead and cerrobend blocks for incident photon flux of 6 and 15 MV X-rays. *Iranian Journal of Cancer Prevention*, v. 4, n. 1, p. 10–14, 2011. ISSN 2008-2401. Citado na página 112.

ISP. Gafchromic EBT. Self-Developing Film for Radiotherapy Dosimetry. n. August, p. 24, 2007. Citado na página 101.

ISP. *Gafchromic® EBT2 - self-developing film for radiotherapy dosimetry*. 2009. 1–17 p. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 67.

KELLY, A. et al. Surface dosimetry for breast radiotherapy in the presence of immobilization cast material. *Physics in Medicine and Biology*, v. 56, n. 4, p. 1001–1013, feb 2011. ISSN 1361-6560. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21258139>>. Citado na página 30.

- KHAN, F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. Williams & Wilkins, 2003. 560 p. (Doody's all reviewed collection). ISBN 9780781730655. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=hmbbyF9ZH08C>>. Citado 18 vezes nas páginas 15, 30, 35, 40, 43, 44, 45, 49, 54, 55, 59, 75, 78, 81, 84, 85, 86 e 98.
- KNÖÖS, T. et al. Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue. *Physics in medicine and biology*, v. 40, n. 9, p. 1411–20, 1995. ISSN 0031-9155. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8532755>>. Citado na página 138.
- KRIEGER, T.; SAUER, O. a. Monte Carlo- versus pencil-beam-/collapsed-cone-dose calculation in a heterogeneous multi-layer phantom. *Physics in Medicine and Biology*, v. 50, n. 5, p. 859–868, 2005. ISSN 0031-9155. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0031-9155/50/i=5/a=010?key=crossref.cd044f61d069441e531498948215bde4>>. Citado na página 138.
- KRON, T. et al. X-ray surface dose measurements using TLD extrapolation. *Med Phys*, v. 20, n. 3, p. 703–711, 1993. ISSN 0094-2405. Citado na página 138.
- KRON, T. et al. Clinical thermoluminescence dosimetry: how do expectations and results compare? *Radiotherapy and Oncology*, v. 26, n. 2, p. 151–161, feb 1993. ISSN 01678140. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/016781409390097R>>. Citado 3 vezes nas páginas 138, 142 e 143.
- LEE, N. A. L. et al. Skin Toxicity due to Intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck carcinoma. v. 53, n. 3, p. 630–637, 2002. Citado na página 137.
- MARTA, G. N. Radiobiologia : princípios básicos aplicados à prática clínica. *Diagnóstico e tratamento*, v. 19, n. 11, p. 2013–2015, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 68 e 69.
- MARTISÍKOVÁ, M.; ACKERMANN, B.; JÄKEL, O. Analysis of uncertainties in Gafchromic EBT film dosimetry of photon beams. *Physics in medicine and biology*, v. 53, n. 24, p. 7013–27, dec 2008. ISSN 0031-9155. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19015581>>. Citado na página 101.
- MATSUSHIMA, L. C. *Avaliação da resposta de detectores termoluminescentes na dosimetria de feixes clínicos utilizando diferentes objetos simuladores*. 1–96 p. Tese (Doutorado) — IPEN (Universidade de São Paulo), 2010. Citado 2 vezes nas páginas 58 e 94.
- MAURÍCIO, C. L. *DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE: Noções Teóricas e Aplicação a Monitoração a Individual Externa*. [S.l.: s.n.], 1998. 38 p. Citado 3 vezes nas páginas 53, 63 e 65.
- MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. [S.l.: s.n.], 1995. 204 p. Citado 10 vezes nas páginas 15, 30, 55, 56, 57, 58, 59, 61, 62 e 64.
- MCKENNA, M. G.; CHEN, X. G.; BLOCH, P. Calculation of the dose in the build-up region for high energy photon beam . Treatment planning when beam spoilers are employed. v. 34, p. 63–68, 1995. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 76.

MCLAUGHLIN, W. L.; CHALKLEY, L. Measurement of Radiation Dose Distributions with Photochromic Materials. *Radiology*, Radiological Society of North America, v. 84, n. 1, p. 124–125, jan 1965. ISSN 0033-8419. Disponível em: <<https://doi.org/10.1148/84.1.124>>. Citado na página 31.

METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. *The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators*. [S.l.: s.n.], 1997. 493 p. Citado na página 63.

MICKE, A.; LEWIS, D. F.; XIANG, Y. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *American Association of Physicists in Medicine*, 2011. Citado na página 123.

MORLOTTI, M. S. *VERIFICAÇÃO DE TRATAMENTOS RADIOTERÁPICOS DIVERSOS COM DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE*. 153 p. Tese (Doutorado), 2007. Citado 6 vezes nas páginas 30, 62, 65, 82, 83 e 97.

MOSCOVITCH, M. et al. An algorithm for supralinearity correction applied to radiation therapy thermoluminescence dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 47, p. 505–508, 1993. Citado 4 vezes nas páginas 16, 99, 119 e 120.

MOTTA, N. W. d. M.; MATIELLO, J. Radioterapia em Volumes Alargados. In: *Radioterapia em Oncologia*. São Paulo: ATHENEU EDITORA, 2013. p. 1175–1181. Citado 2 vezes nas páginas 87 e 88.

NAKANO, M. et al. A study of surface dosimetry for breast cancer radiotherapy treatments using Gafchromic EBT2 film. *Journal of applied clinical medical physics American College of Medical Physics*, v. 13, n. 3, p. 3727, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22584169>>. Citado na página 30.

NIROOMAND-RAD, A. et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Medical Physics*, v. 25, n. 11, p. 2093–2115, 1998. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1118/1.598407>>. Citado na página 32.

NOGUEIRA, L. B. *Síntese, Caracterização e Dosimetria de Sementes Radioativas de Ho e HoZr para Tratamento de Câncer de Mama*. 169 p. Tese (Doutorado) — UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS (UFMG), 2012. Citado na página 101.

ONAL, C. et al. Evaluation of Field-in-Field Technique for Total Body Irradiation. *International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics*, Elsevier, v. 83, n. 5, p. 1641–1648, oct 2017. ISSN 0360-3016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.10.045>>. Citado na página 87.

PEREZ, C. A. et al. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. [S.l.: s.n.], 2004. 2527 p. Citado na página 106.

PODGORSKAK, E. B.; KAINZ, K. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. [s.n.], 2006. 702 p. ISSN 00942405. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/MPHYA6/v33/i6/p1920/s1\Agg=>>>. Citado 3 vezes nas páginas 77, 78 e 88.

PURDY, J. A. Principles of radiologic physics, dosimetry, and treatment planning. In: *Principles and Practice of Radiation Oncology*. [S.l.: s.n.], 2004. Citado 2 vezes nas páginas 44 e 49.

RANDALL, J. T.; WILKINS, M. H. F. The Phosphorescence of Various Solids. *Proceedings of the Royal Society of London.*, v. 184(999), p. 347–364, 1945. Citado na página 57.

RICHLEY, L. et al. Evaluation and optimization of the new EBT2 radiochromic film dosimetry system for patient dose verification in radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, v. 55, n. 9, p. 2601–2617, 2010. ISSN 0031-9155. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0031-9155/55/i=9/a=012?key=crossref.03457762d5f0dd8e8e41f371f6bb9bfc>>. Citado na página 32.

RIVERA, T. Thermoluminescence in medical dosimetry. *Applied radiation and isotopes : including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine*, Elsevier, v. 71 Suppl, p. 30–4, dec 2012. ISSN 1872-9800. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22633888>>. Citado 4 vezes nas páginas 30, 54, 57 e 58.

RODRIGUES, L. N. et al. Implementação Do Protocolo Trs-398 Para Feixes De Elétrons No Hospital Israelita Albert Einstein *. v. 39, n. 1, p. 45–49, 2006. ISSN 01003984. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 93.

RUDÉN, B.-I. EVALUATION OF THE CLINICAL USE OF TLD. v. 5, n. October 1975, 1976. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 59.

SADOUGHI, H.-R. et al. A Comparison Between GATE and MCNPX Monte Carlo Codes in Simulation of Medical Linear Accelerator. *Journal of Medical Signals and Sensors*, Medknow Publications & Media Pvt Ltd, India, v. 4, n. 1, p. 10–17, aug 2014. ISSN 2228-7477. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3967451/>>. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 76.

SCAFF, L. A. M. *Física da Radioterapia*. [S.l.: s.n.], 1997. Citado 2 vezes nas páginas 73 e 75.

SEARCH, H. et al. Near surface photon energy spectra outside a 6 MV field edge. v. 293, 2004. Citado na página 76.

SEUNTJENS, J.; STRYDOM, W.; SHORTT, K. Dosimetric Principles, Quantities and Units. In: *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 1. Citado 4 vezes nas páginas 79, 83, 84 e 85.

SOUZA, C. N. D.; MONTI, C. R.; SIBATA, C. H. RECOMENDAÇÕES PARA SE EVITAR GRANDES ERROS DE DOSE EM TRATAMENTOS RADIOTERAPÊUTICOS. v. 34, n. 1, p. 29–37, 2001. Citado na página 70.

TEC.DOC.1151. *TEC DOC - 1151. Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Protocolo de controle de qualidade*. [S.l.], 2000. 162 p. Citado na página 77.

Torres Teixeira Leite, M.; de Freitas Porto Fonseca, A. P.; Lima Sousa Castro, A. Radioterapia de doenças benignas. *Radioterapia Mineira*, Belo Horizonte - MG, 2015. Citado na página 68.

TRINDADE, B. M. *Remodelagem do Sistema Computacional para Dosimetria em Radioterapia por Nêutrons e Fótons Baseado em Métodos Estocásticos - SISCODES*. 150 p. Tese (Doutorado), 2011. Citado 2 vezes nas páginas 86 e 87.

VIEGAS, C. et al. Dosimetria In Vivo com Uso de Detector Termoluminescente Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço. p. 1–5, 2003. Citado na página 30.

WILLIAMS, M.; METCALFE, P. Radiochromic film dosimetry and its applications in radiotherapy. *AIP Conference Proceedings*, v. 1345, p. 75–99, 2011. ISSN 0094243X. Citado na página 31.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo : princípios e aplicações em Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009. Citado na página 87.

YOSHIMURA, E. M. Física das Radiações : interação da radiação com a matéria. *Radiation Physics : interaction of radiation with matter*. v. 3, n. 1, p. 57–67, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 43, 44 e 51.

YUKIHARA, E. G. *Desvendando a Cor e a Termoluminescência do Topázio: um estudo dos defeitos e processos termicamente e opticamente estimulados no cristal natural*. 380 p. Tese (Doutorado), 2001. Citado 2 vezes nas páginas 53 e 62.