

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO PARA O CONTROLE DE QUALIDADE NOS TRATAMENTOS DE CÂNCER DE MAMA

Robério de Carvalho Chaves

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador(es): Verginia Reis Crispim

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro Agosto de 2012

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO PARA O CONTROLE DE QUALIDADE NOS TRATAMENTOS DE CÂNCER DE MAMA

Robério de Carvalho Chaves

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

mar Profa. Verginia Reis Crispim, D.Sc.

10 Acr

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, D.Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Dr. Francisco José de Oliveira Ferreira, D.Sc.

Dr. Luis Eduardo Barreira Brandão, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL AGOSTO DE 2012 Chaves, Robério de Carvalho

Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico para o Controle de Qualidade nos Tratamentos de Câncer de Mama / Robério de Carvalho Chaves – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XV, 134 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador(es): Verginia Reis Crispim

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 103-111.

 Controle de Qualidade. 2. Simuladores para Tratamentos de Câncer de Mama. 3. Radioterapia. I. Crispim, Verginia Reis, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

A meus pais, meus irmãos, minha namorada e toda minha família.

AGRADECIMENTOS

À UESB, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, por fornecer incentivos em prol da minha formação como mestre;

À UFRJ, Universidade Federal do Rio de Janeiro, sobretudo, ao PEN, Programa de Engenharia Nuclear, por proporcionar a formação necessária ao título mestre;

Ao IRD/CNEN, Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, por disponibilizar equipamentos de laboratórios e oficina mecânica necessários ao desenvolvimento deste trabalho;

Ao INCA, Instituto Nacional do Câncer, por disponibilizar irradiadores, tomógrafos e Sistemas de Planejamentos de Teleterapia necessários ao desenvolvimento deste trabalho;

À Dra. Verginia Crispim, professora e pesquisadora do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ, experiente em física nuclear aplicada com notório saber na área de Proteção Radiológica, com quem me sinto lisonjeado em ter contado como orientadora, sempre interessada em ajudar e encaminhar seus alunos ao sucesso profissional, pela valiosa orientação, apoio e incentivos imprescindíveis à realização deste trabalho;

Ao Dr. Luiz Rosa, professor, pesquisador e diretor do departamento de Física Médica do IRD/CNEN, com muita experiência na área de física médica e notório saber concernente às aplicações da dosimetria termoluminescente, por quem tive a alacridade de ser orientado, sempre com dedicação, paciência, humildade e muita sabedoria, pela valiosa orientação, apoio e incentivos imprescindíveis à realização deste trabalho;

Ao M.Sc. Delano Batista, Físico-chefe do departamento de Física Médica do INCA e pesquisador do IRD/CNEN, com notório conhecimento na área de Física Médica e muita experiência na prática de Radioterapia, com quem tive a sorte de contar como se fosse um terceiro orientador, pela colaboração mais que significativa, com valiosas dicas referentes à confecção do simulador de mama, e pelo apoio durante todas as irradiações, planejamentos e execuções das teleterapias;

À M.Sc. Ilka Taam Helena (In Memorian), quem atuou na área de Proteção Radiológica do Instituto de Engenharia Nuclear IEN/CNEN e incentivou sobejamente para que esse trabalho fosse iniciado, pela significativa contribuição em apresentar entusiasticamente suas incumbências concernentes à dosimetria termoluminescente, facultando o laboratório onde trabalhava no IEN, bem como sua experiência para colaborar no que estivesse ao seu alcance;

À M.Sc. Lúcia Helena, Física integrante da coordenação do curso de especialização em Física Médica do INCA com vasta experiência na prática de Radioterapia, pelo auxílio na utilização do programa computacional Eclipse, quando os pontos de referência foram posicionados nas imagens tomográficas;

Aos técnicos Arnaldo Carvalho e Hugo Fonseca, servidores do Departamento de Física-Médica do IRD/CNEN, pelo apoio à confecção do simulador de mama e contribuição na utilização dos equipamentos referente ao manuseio, tratamentos térmicos e leitura dos dosímetros termoluminescentes;

Aos técnicos Fabrício, Adilson, Francisco e demais servidores da Oficina Mecânica do IRD pela contribuição na execução do projeto referente à confecção do simulador de mama;

Aos servidores e amigos da UESB que colaboraram com a impetração e tramitação de processos, cujos deferimentos foram imprescindíveis para a minha manutenção no Rio de Janeiro;

Aos professores e demais servidores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ, cujas incumbências contribuíram com a minha formação para a obtenção do grau de mestre.

Ao amigo Bruno Ferreira, sua mãe Sandra, seu tio Manuel e toda sua família pelo apoio e hospitalidade durante o primeiro mês que fiquei no Rio de Janeiro, tempo suficiente para estudar e ser aprovado no processo seletivo que permitiu o meu ingresso no Programa de Engenharia Nuclear da UFRJ;

Aos Mestres Dalton Beltran, Samuel Dantas, Haimon Alves, Nilseia Barbosa e Nilmara Guimarães pelos arquivos enviados, livros emprestados, empenho e disponibilidade em ajudar; Aos amigos das repúblicas onde morei em Copacabana, Botafogo e Jardim Guanabara pelo convívio harmônico, proporcionando condições favoráveis aos estudos e momentos de descontração;

Aos amigos da turma de mestrado em Engenharia Nuclear, pelos momentos de estudos e descontração;

Aos membros da banca examinadora pelas valiosas sugestões;

A todos que de forma direta ou indireta contribuíram com o desenvolvimento deste trabalho;

Mais uma vez, a todas as pessoas supramencionadas pela amizade estabelecida.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO PARA O CONTROLE DE QUALIDADE NOS TRATAMENTOS DE CÂNCER DE MAMA

Robério de Carvalho Chaves

Agosto/2012

Orientadores: Verginia Reis Crispim

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Na Radioterapia, os tratamentos de câncer são precedidos por um planejamento que objetiva determinar como entregar ao tumor, com exatidão e precisão, a dose absorvida prescrita pelo radioterapeuta e como minimizar os valores de dose absorvida nos tecidos sadios adjacentes ao volume alvo. Na Radioterapia atual, este planejamento é, geralmente, feito tendo por base uma imagem tomográfica da região do corpo do paciente a ser tratado. Um sistema de planejamento, basicamente, é integrado por um computador e um software com algoritmo de cálculo específico. O sistema é alimentado com os parâmetros do irradiador a ser utilizado no tratamento e com a imagem tomográfica da região de interesse terapêutico do paciente. A dosimetria termoluminescente, quando utilizada de forma adequada, pode ser útil no controle da qualidade desse planejamento. Assim, o presente trabalho teve por objetivo desenvolver um sistema capaz de avaliar os valores de dose absorvida em tratamentos de mama com teleterapia utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD-100), e compará-los aos previstos pelo sistema de planejamento de tratamento. Para isso, foi necessário desenvolver um simulador de mama capaz de receber dosímetros TL em forma de chip. Foram consideradas três técnicas distintas de teleterapia: uma com o emprego de uma unidade terapêutica de ⁶⁰Co e outras duas com a utilização de um acelerador linear com feixe de raios X de 6 MV. Os resultados indicam um bom desempenho do sistema de controle da qualidade do tratamento do câncer de mama, apresentando uma diferença percentual entre os valores de dose planejados e medidos de aproximadamente 1,5%.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

DEVELOPMENT OF A DOSIMETRIC SYSTEM FOR QUALITY CONTROL IN BREAST CARCINOMA TREATMENT

Robério de Carvalho Chaves

August/2012

Advisors: Verginia Reis Crispim Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

In radiation therapy, carcinoma treatments are preceded by a plan that aims to determine how to accurately and precisely deliver the prescribed dose to the tumor and how to minimize it to the health tissues adjacent to the target volume. In current radiotherapy, the treatment planning is usually carried out based on a tomographic image of the body region of the patient being treated. A planning system is basically composed by a computer and a specific algorithm software for calculation. The system is fed with the irradiator parameters used in the treatment and the tomographic image of the patient therapeutic interest region. Thermoluminescent dosimetry, when properly applied, can be useful as a quality control system. Thus, this study aimed to develop a system for evaluating the absorbed doses values in the breast, applying thermoluminescent dosimeters (TLD-100), during a carcinoma treatment using teletherapy and compare them to those provided by the treatment planning system. Therefore, it was necessary to develop a breast phantom capable of receiving a chip shaped TL dosimeter. Three different teletherapy techniques have been considered: one with the use of ⁶⁰Co therapeutic unit and the other two using a 6 MV linear accelerator. The results indicate a good performance of the quality control system developed for breast carcinoma treatment, presenting a percentage difference between measured and planned dose values of approximately 1.5%.

ÍNDICE DO TEXTO

INTRODUÇÃO	1
1.1 – Generalidades	1
1.2 – Objetivos	4
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1 – Trabalhos sobre dosímetros termoluminescentes	5
2.2 – Trabalhos relacionados com sistemas de planejamento em radioterapia	. 14
2.3 – Trabalhos relacionados com algumas técnicas de tratamento em radioterapia.	. 17
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
3.1 – Radioatividade e radiação	. 20
3. 2 – Interações de fótons com a matéria	. 21
3.2.1 – Absorção e espalhamento de fótons	. 22
3.2.2 – Efeito fotoelétrico	. 24
3.2.3 – Efeito Compton	. 25
3.2.4 – Efeito fóton-núcleo	. 26
3.2.5 – Produção de pares ou trios, e fótons de aniquilação	. 26
3.3 – Conceitos e grandezas dosimétricas	. 27
3.3.1 – Exposição	. 27
3.3.2 – Kerma	. 28
3.3.3 – Dose absorvida	. 28
3.3.4 – Limitação de dose	. 28
3.3.5 – Dose Equivalente	. 29
3.3.6 – Dose efetiva	. 29
3.3.7 – <i>Build-Up</i> e equilíbrio eletrônico	. 30
3.3.8 – Estimativa de dose	. 31
3.3.8.1 – Teoria da cavidade	. 31
3.3.8.2 – Fator de Roentgen-Rad	. 33

3.3.9 – Dose em profundidade	
3.3.10 – Distribuição de dose	
3.4 – Detectores de radiação	
3.5 – Dosímetros para a radiação ionizante	
3.6 – Dosimetria termoluminescente	
3.6.1 – Termoluminescência	
3.6.2 – Modelos de emissão termoluminescente	
3.6.3 – Curva de emissão termoluminescente	39
3.7.4 – Dosímetro termoluminescente	40
3.6.5 – Fluoreto de lítio como dosímetro termoluminescente	
3.6.6 – Características dosimétricas	
3.6.6.1 – Sensibilidade	
3.6.6.2 – Reprodutibilidade	44
3.6.6.3 - Relação da resposta dos dosímetros termoluminescentes c	om a dose
absorvida	44
3.6.6.4 – Desvanecimento	44
3.6.6.5 – Dependência energética	45
3.7 – Tratamento térmico	45
3.8 – Incertezas	
3.8.1 – Incerteza do sistema TL	
3.8.2 – Incerteza padrão	47
3.8.2.1 – Tipo A	47
3.8.2.2 – Tipo B	
3.8.3 – Incerteza combinada	49
3.8.4 – Incerteza expandida	49
3.8.4.1 – Análise de muitos dados.	49
3.8.4.2 – Análise de poucos dados	50

3.8.5 – Incerteza propagada	. 51
3.9 – Câncer de mama	. 51
3.10 – Teleterapia no combate ao câncer	. 52
3.11 – Planejamento de tratamento de teleterapia.	. 54
3.11.1 – O planejamento de tratamento de câncer de mama por teleterapia	. 55
3.12 – Técnica de dois campos para a teleterapia do câncer de mama	. 56
3.12.1 – Em unidades de Cobalto-60.	. 57
3.12.2 – Em aceleradores lineares	. 58
3.12.2.1 – Teleterapia com uso do filtro dinâmico	. 59
3.12.2.2 – Teleterapia com compensação eletrônica utilizando o Colima Multilâminas.	ıdor . 60
3.13 – Fantoma ou objeto simulador	. 61
MATERIAIS E MÉTODOS	63
4.1 – Sistema dosimétrico termoluminescente	. 63
4.1.1 – Dosímetros termoluminescente	. 63
4.1.2 – Tratamento térmico	. 64
4.1.2.1 – Tratamento térmico pré-irradiação	. 65
4.1.2.2 – Tratamento térmico pré-leitura	. 65
4.1.3 – Leitura	. 65
4.2 – Procedimentos para calibração dos dosímetros termoluminescentes	. 67
4.2.1 – Processo de seleção e caracterização dos dosímetros termoluminescentes	67
4.2.2 – Controle de qualidade da unidade de leitura	. 69
4.2.3 – Homogeneidade dos dosímetros termoluminescentes	. 70
4.2.4 – Reprodutibilidade dos dosímetros termoluminescentes	. 70
4.2.5 – Sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes	. 70
4.2.6 – Dosímetros termoluminescentes de controle	. 71
4.2.7 – Dependência energética	. 72

4.2.8 – Irradiação com alteração do feixe e material	72
4.2.8.1 – Alteração do material utilizado na calibração	73
4.2.8.2 – Alteração do feixe de radiação e material utilizado na calibração	73
4.2.9 – Curva de calibração dos dosímetros termoluminescentes	74
4.3 – Confecção do simulador de mama	74
4.4 – Planejamento de teleterapia para o simulador de mama	76
4.5 – Tipos de tratamento	77
4.5.1 – Tratamento realizado na unidade de cobaltoterapia	77
4.5.2 – Tratamentos realizados no acelerador linear	78
4.5.2.1 – Com a utilização do filtro dinâmico	79
4.5.2.2 – Com a utilização do sistema dinâmico multilâminas de colimação	79
RESULTADOS E DISCUSSÕES	80
5.1 – Homogeneidade	80
5.2 – Respostas dos dosímetros termoluminescentes normalizadas	81
5.3 – Reprodutibilidade	82
5.4 – Fatores de correção das resposta termoluminescentes	82
5.4.1 – Sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes	82
5.4.2 – Fator de correção referente à dependência energética	83
5.4.3 - Fator de correção devido à irradiação com alteração do feixe e do ma	terial
	83
5.4.4 – Fatores de controle	84
5.5 – Curva de calibração	85
5.6 – Simulador de mama	87
5.7 – Mapeamentos de doses absorvidas pelo simulador de mama submetio teleterapias	10 às 88
5.7.1 – Teleterapia aplicada, utilizando-se a unidade de cobaltoterapia e o filtr	o em
cunha	89

5.7.1.1 – Mapeamento das doses, segundo o planejamento fornecido pelo sistema Eclipse
5.7.1.2 – Distribuições de doses decorrentes das cobaltoterapias
5.7.2 – Teleterapia aplicada, utilizando-se o acelerador linear e o filtro dinâmico. 93
5.7.2.1 – Mapeamento das doses, segundo o planejamento fornecido pelo sistema Eclipse
5.7.2.2 – Distribuição de doses decorrentes das teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o filtro dinâmico
5.7.3 – Teleterapia aplicada, utilizando-se o acelerador linear e o Colimador Multilaminas
5.7.3.1 – Mapeamento das doses, segundo o planejamento fornecido pelo sistema Eclipse
5.7.3.2 – Distribuição de doses decorrentes das teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o Colimador Multilâminas
CONCLUSÕES E SUGESTÕES101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS
APÊNDICE A112
A.1 – Leituras dos dosímetros termoluminescentes normalizadas 112
A.2 – Reprodutibilidade e sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes 118
A.3 – Respostas dos dosímetros de controle e de referência
A.3.1 – Curva de Calibração
A.3.1.1 – Dosímetros de controle
A.3.1.2 – Câmara de ionização 121
A.3.2 – Irradiação com alteração do feixe e material
A.3.2.1 – Dosímetros de controle
A.3.2.2 – Câmara de ionização 123
A.3.3 – Dependência energética
A.3.3.1 – Dosímetros de controle

A.3.4 – Teleterapia com o uso do 60 Co	23
A.3.4.1 – Dosímetros de controle	23
A.3.4.2 – Câmara de ionização 12	24
A.3.5 – Teleterapia com o uso do filtro dinâmico 12	24
A.3.5.1 – Dosímetros de controle	24
A.3.5.2 – Câmara de ionização 12	25
A.3.6 – Teleterapia com uso do sistema MLC 12	25
A.3.6.1 – Dosímetros de controle	25
A.3.6.2 – Câmara de ionização 12	25
A.4 – Resultados de experimentos e respostas TL referentes à curva de calibração 12	26
A.5 – Irradiação com alteração do feixe e do material 12	28
A.6 – Dependência energética	28
A.7 – Resultados das três repetições para as teleterapias realizadas no simulador o	de
mama	29
A.7.1 – Teleterapia com uso da unidade de ⁶⁰ Co 12	29
A.7.2 – Teleterapia no acelerador linear com uso do filtro dinâmico 13	31
A.7.3 – Teleterapia no acelerador linear com compensação eletrônica utilizando	0
Colimador Multilâminas	33

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 – Generalidades

De acordo com o relatório da Agência Internacional para Pesquisa em Câncer, o impacto global desta doença mais que dobrará em 30 anos. Para o ano de 2008, estimativas apontaram a ocorrência de aproximadamente 12 milhões de casos novos de câncer no mundo. Atualmente, a Organização Mundial da Saúde (OMS) estimou que, no ano 2030, espera-se a incidência de 27 milhões de novos casos de câncer. [1]

No Brasil, as estimativas, para o ano de 2010 e 2011, apontaram para a ocorrência de 489.270 novos casos [2]. Para os anos de 2012 e 2013 as estimativas apontam a ocorrência de aproximadamente 518.510 novos casos. Os tipos de câncer com maior probabilidade de incidência, à exceção do câncer de pele (do tipo não melanoma), serão os cânceres de próstata, pulmão e estômago em pessoas do sexo masculino e os cânceres de mama, colo do útero e glândula tireoide em pessoas do sexo feminino, além do câncer de cólon e de reto para ambos os sexos [1].

O câncer de mama é um dos mais frequentes entre as mulheres. A cada ano, cerca de 22% de novos casos de câncer são de mama feminino [2]. O número de incidência desse tipo de câncer esperado para as mulheres do Brasil em 2010 foi de 49.240, com um risco estimado de 49 casos a cada 100 mil mulheres. Em 2012, esperam-se, um total de, 52.680 novos casos, com um risco estimado de 52 casos a cada 100 mil mulheres [1].

Uma das principais modalidades de tratamento utilizada no combate ao câncer é a radioterapia [3]. Para um procedimento radioterapêutico seguro e eficaz, torna-se necessária a colaboração de vários profissionais como técnicos, físicos e médicos. A contribuição desses profissionais, cada um na sua área de conhecimento, é fundamental para o sucesso do tratamento. No que se refere às contribuições de Físicos, destacam-se as pesquisas relacionadas com a dosimetria da radiação ionizante.

A determinação e previsão precisa da dose absorvida por um órgão a ser tratado é essencial para o sucesso da radioterapia, pois uma diferença de poucos percentuais na dose direcionada ao tumor pode deixar de tratá-lo, se a dose absorvida for inferior ao valor de dose necessário, bem como pode danificar células de tecidos normais se essa dose for superior a este valor. De acordo com a Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação, recomenda-se que a dose absorvida no órgão tratado com radiação ionizante tenha uma exatidão melhor ou igual a 5% com relação à dose prescrita [4].

É importante salientar que antes de qualquer modalidade de radioterapia a ser realizada, um sistema de planejamento é utilizado para calcular a dose absorvida, a fim de tratar o câncer, e preservar os tecidos e órgãos sadios adjacentes ao volume alvo. Um bom planejamento do procedimento radioterapêutico pode garantir esses objetivos.

O cálculo de dose efetuado por um sistema de planejamento pode ser baseado nas respostas de detectores de radiação posicionados em pontos no interior de um simulador, em planos de diferentes profundidades e irradiados com diferentes tamanhos e geometria de campos. Os valores de dose apresentados por esses detectores nesses pontos são tabelados em termos de dose relativa, os quais servem de referência para os cálculos[5].

Atualmente, com o desenvolvimento da tomografia computadorizada, para a realização desses cálculos, um Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) computadorizado é utilizado, tendo como base respostas de simulações da interação da radiação com a matéria, obtidas, por exemplo, pelo método de Monte Carlo. Este sistema é formado por um conjunto de *hardwares* e *softwares* com algoritmos de cálculos capazes de preverem a dose absorvida com acurácia e precisão. No entanto, devido à complexidade da interação da radiação com órgãos ou tecidos humanos, tais algoritmos podem apresentar limitações e comprometer a acurácia dos cálculos em situações específicas. Dentre os algoritimos disponíveis no mercado, pode-se citar: *Pencil Beam, Modified Bathopower law (MBPL), Clarkson, FFT Convolution (Fast Fourier Transform), Multigrid Superposition (MGS), Collapsed Cone (CC), Analytical Anisotropic Algorithm (AAA).*

Como os sistemas de planejamento se apoiam em programas de computador e cálculos matemáticos, faz-se necessário verificar a qualidade dos planejamentos comparando resultados de medições de dose absorvida em simuladores antropomórficos ou não, dotados de sistemas dosimétricos específicos, com os resultados gerados pelos sistemas de planejamento para as mesmas condições de irradiação.

De acordo com normas publicadas recentemente pela Comissão Nacional de Energia Nuclea - CNEN [6], em qualquer serviço de radioterapia, seu responsável deve estabelecer um programa de garantia da qualidade aplicável às fontes de radiação e Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT). Este programa deve ser estabelecido e aplicado antes do início da operação do serviço de radioterapia. Além disso, deve ser realizado periodicamente conforme descrito no plano de proteção radiológica e imediatamente após a: alteração de blindagens; alteração de partes elétricas ou mecânicas de fontes de radiação e sistemas de planejamento; alteração de *softwares* de sistemas de planejamento e de gerenciamento do tratamento e; introdução ou modificação de acessórios ou parâmetros físicos referentes às fontes de radiação [6].

A dosimetria termoluminescente (TL) se destaca como um dos principais métodos utilizados em dosimetria clínica. Pesquisas realizadas nos Estados Unidos indicam que, nos planejamento de tratamentos com a utilização da radiação ionizante, cerca de 90% das instituições acadêmicas e 50% dos hospitais utilizaram o método da termoluminescência para dosimetria *in vivo* [7]. A alta sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes, aliada a uma grande variedade de materiais, diferentes formatos físicos e tamanhos, permite a determinação de medições em regiões de gradientes agudos de dose [8].

No presente trabalho, medições de dose absorvida utilizando dosímetros TL foram realizadas em um objeto simulador antropomórfico com o objetivo de verificar a qualidade de um sistema dosimétrico, tomando como referência os serviços e Sistemas de Planejamento de Tratamento disponibilizados pelo Instituto Nacional do Câncer. Com a validação deste sistema dosimétrico, a metodologia associada pode ser útil no controle da qualidade dos sistemas de planejamento utilizados para tratar o câncer de mama com Radioterapia, bem como dos serviços prestados para a execução dos planejamentos. A composição de qualquer objeto simulador pode alterar as respostas dos dosímetros termoluminescentes [9], portanto, as especificações do simulador de mama desenvolvido para este trabalho foram consideradas. Três técnicas de teleterapia para tratamento de mama foram estudadas neste trabalho.

Toda a parte experimental do trabalho foi realizada com a colaboração do Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD da Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN e do Instituto Nacional do Câncer – INCA do Ministério da Saúde. O IRD disponibilizou os equipamentos necessários para a leitura e tratamento térmico dos dosímetros TL, além daqueles necessários para a confecção do simulador de mama; O INCA disponibilizou os equipamentos necessários para as teleterapias e planejamentos realizados. 1.2 – Objetivos

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema dosimétrico consistindo de um simulador antropomórfico e metodologia associada, que utiliza detectores termoluminescentes para a avaliação da dose absorvida, a ser empregado no controle da qualidade dos tratamentos de câncer de mama, no que se refere à concordância entre a dose entregue ao volume alvo e aos tecidos sadios adjacentes ao mesmo e aquelas calculadas pelo sistema de planejamento de tratamento. Para tal, foi necessário:

- Estabelecer uma metodologia confiável para a calibração de dosímetros termoluminescentes (LiF:Mg,Ti - TLD-100) em feixes de fótons produzidos por fonte de ⁶⁰Co;

- Desenvolver um simulador de mama adequado para a verificação de doses em teleterapia com a utilização de dosímetros TL na forma de chip ou filmes radiocrômicos;

- Avaliar as respostas dos dosímetros termoluminescentes, TLD-100 às doses e energias empregadas em tratamentos de câncer de mama por teleterapia;

- Verificar a reprodutibilidade do sistema de controle da qualidade;

- Comparar os resultados obtidos experimentalmente com os previstos pelo Sistema de Planejamento de Tratamento.

4

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 – Trabalhos sobre dosímetros termoluminescentes

Em 1999, DA ROSA e colaboradores [10] relataram sobre a precisão da avaliação de baixas doses utilizando TLD-100 em forma de chips, cujas respostas passaram por análise computadorizada de curvas de emissão TL. O procedimento experimental deste trabalho consistiu na utilização de 50 dosímetros (TLD-100) divididos em cinco grupos de 10 dosímetros. Os detectores foram irradiados a baixas doses (0,01 a 3 mGy). Dois experimentos foram realizados: um com os detectores prétratados termicamente a 400°C por 15 min; outro sem o referido tratamento térmico. O software utilizado na análise de gráficos foi o TLD GLOW. A curva foi obtida para temperaturas entre 100 e 300°C, a uma taxa de aquecimento de 10°C.s⁻¹. O sistema termoluminescente utilizado foi o Harshaw 3500. No primeiro experimento, a reprodutibilidade foi calculada para doses de 0,05; 0,1; 0,5; 1 e 3 mGy, foram oito irradiações para cada dose. No segundo, a reprodutibilidade foi obtida para doses de 0,01; 0,03; 0,05; 0,1 e 0,3 mGy com o mesmo número de irradiações. A deconvolução das curvas de emissão TL nesses dois experimentos foi numericamente obtida utilizando o software supracitado. Ambos os experimentos mostraram que doses tão baixas quanto 0,05 mGy, puderam ser avaliadas com uma precisão melhor que 6 %. Para doses maiores que 0,1 mGy, uma precisão melhor que 1,5% pôde ser encontrada. Desprezada a influência do desvanecimento, nenhuma diferença prática dos resultados de reprodutibilidade média foi detectada para os dosímetros em ambos os experimentos [10].

Ainda em 1999, DA ROSA e colaboradores [11] realizaram estudos sobre a reprodutibilidade do TLD-100, na forma de micro-cubos, em feixes de radiação utilizados na radioterapia. Neste trabalho a resposta termoluminescente dos referidos dosímetros foram avaliados nas leitoras *Harshaw* 5500 e 3500 para dose de 1 Gy. Utilizando a leitora *Harshaw* 3500, verificou-se que a reprodutibilidade média, com emprego de um tratamento térmico de 100°C por 15 min, antes da leitura, foi de 0,61%. Quando os micros cubos foram avaliados na leitora *Harshaw* 5500, a reprodutibilidade média foi de 3,27%. Estes resultados indicaram que a leitora *Harshaw* 5500 ou a

instrumentação utilizada para a realização das medidas foi inadequada para a avaliação de TL na forma de micro cubo. A diferença na precisão ocorreu devido às inconsistências na orientação das faces dos micros-cubos durante o processo de leitura. Há a necessidade de se estabelecer uma face de referência, que estará sempre voltada para a superfície sobre a qual o dosímetro é aquecido, o que só pode ser feito na Leitora *Harshaw* **3500** [11].

No ano 2000, SHIVARAMU [12] realizou cálculos de números atômicos efetivos para alguns dosímetros termoluminescentes de modo a avaliar a absorção da energia dos fótons e a dependência energética desses materiais na faixa de energia de 1 keV a 20 MeV. Os dosímetros estudados foram: LiF, CaCo₃, CaSo₄, CaSo₄.2H₂O, CdSO₄, SeSO₄ e BaSO₄. Na faixa de energia considerada, a fórmula empírica mais utilizada para a medição da dependência energética através do número atômico efetivo, prevê valores altos para todos os materiais estudados, quando comparados àqueles calculados por método direto¹. Uma versão modificada da fórmula apresentou um melhor resultado com uma variação máxima de ±3,94%, para todos os dosímetros TL estudados. Os números atômicos efetivos variaram linearmente de acordo com a dependência energética do dosímetro TL [12].

Em 2002, CASTRO e colaboradores [13] fizeram um estudo de técnicas para a análise de respostas de dosímetros termoluminescentes. Para a leitura dos detectores, foi utilizado um sistema automático de leitura comercializado pela *Harshaw-Bicron*, modelo 6600, que utiliza ar seco no lugar do tradicional nitrogênio gasoso. Apesar das vantagens, esta inovação introduziu diferenças nas respostas dos detectores, como a observada para doses abaixo de 0,5 mSv, intervalo de medida para o qual foram testados e comparados valores de doses utilizando diferentes técnicas de análise. Estas técnicas preveem pré-tratamento térmico, ajustes estatísticos de resposta e envolve a deconvolução de curvas de luminescência (*glow curves*) dos detectores. Foram utilizados quatro detectores TLD (três do tipo 700 e um do tipo 600) os quais foram projetados para utilização em campos de radiação com fótons, nêutrons ou misto. As irradiações foram realizadas com fontes de ⁶⁰Co e ¹³⁷Cs, sendo utilizado um simulador de acrílico (PMMA) de 30x30x15cm³ preenchido com água destilada. A distância fonte-

¹ Método direto: baseia-se na análise do gráfico que relaciona o número atômico com o coeficiente de absorção energética de cada elemento.

centro geométrico do dosímetro foi de 1 m. O estudo realizado considerou apenas a análise de resposta para fótons. Os resultados obtidos indicaram a utilização de análise das curvas de luminescência como a melhor técnica para resolução dos problemas de reprodutibilidade no intervalo de dose investigado [13].

Um ano depois, em 2003, MARTIN JUNIOR [14] desenvolveu um simulador de mama para o controle de qualidade em radioterapia. Este simulador foi submetido a uma tomografia computadorizada a fim de simular um tratamento de câncer por teleterapia. Com a utilização de um sistema de planejamento, foi possível obter valores de dose em condições de radiações específicas do fantoma. Ao ser irradiado, o simulador permitiu a utilização de câmeras de ionização, bem como, a utilização de dosímetros termoluminescentes para a coleta de dados na região de interesse da mama e parte do pulmão. Os dosímetros TL utilizados foram TLD-100 em forma pó contidos em cápsulas. A partir dos dados extraídos destes dosímetros, foi possível comparar os valores de dose apresentados pelo sistema de planejamento com os valores de dose provenientes dos dosímetros termoluminescentes. Além desses, mais dados foram obtidos com a utilização de uma câmara de ionização. A análise dos resultados permitiu concluir que o sistema de planejamento apresentou um bom desempenho com algumas restrições para as regiões de penumbra e contorno da mama. Uma análise mais acurada com menor grau de incerteza utilizando detectores termoluminescentes em forma de chip foi sugerida para a coleta de dados nessa região devido à pequena dimensão do dosímetro [14].

Em 2005, FEITAL e colaboradores [15] apresentaram uma proposta de metodologia para o controle de qualidade em laboratórios de dosimetria termoluminescente. Nessa pesquisa foram utilizados os seguintes materias: 200 TLDs (LIF: Mg, Ti), dos quais nove foram selecionados; uma fonte padrão de Cs -137; um forno da marca PTW, uma leitora Harshaw, modelo 5500, associadas ao programa computacional de operação "*WinRem*"; e um irradiador ⁹⁰Sr/⁹⁰Y, marca *Bicron*. No processo, os 9 dosímetros selecionados foram irradiados e lidos 28 vezes, por 18 meses. Após análise das respostas, foram encontrados valores máximos de inceteza até 14% para o nível de confiança de 95%. Os resultados desse trabalho, juntamente com os dados da literatura, indicaram que a metodologia adotada pode ser aplicada em

programas de controle de qualidade, no entanto este estudo deve ser comparado com outras técnicas similares para efetivar sua validação [15].

No mesmo ano, PINHEIRO e colaboradores [16] avaliaram o comportamento dos detectores termoluminescentes, TLD-100, TLD-600 e TLD-700, todos de fluoreto de lítio dopados com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), em campos mistos, a fim de se substituir o TLD-600 pelo TLD-100 na dosimetria pessoal com nêutrons. No trabalho intitulado "Estudo da utilização de materiais termoluminescentes em campos mistos", foram utilizados sessenta (60) detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio (LiF:Mg,Ti - Harshaw) no formato chip prensado a quente e de dimensões (3,2 x 3,2 x 0.9) mm², sendo vinte de cada tipo de TLD (100, 600 e 700); uma leitora do modelo Harshaw TLD - 5500; três simuladores de tronco (Isso Water Slab Phanton), três placas de alumínio; um forno para o tratamento térmico; um analisador multicanal (computador) com o programa *winRems*; uma fonte de nêutron de ²⁴¹Am-Be; e folhas de cádmio com espessura de 1 mm. As irradiações tiveram uma duração média de 4 horas. A primeira irradiação foi feita com as plaças de alumínio posicionadas na frente dos simuladores de tronco, ficando as mesmas a 75 cm de distância da fonte. Em cada placa havia uma quantidade de 15 dosímetros TL, cinco de cada tipo. Na segunda irradiação, os dosímetros foram fixados atrás dos simuladores de tronco. Já, na terceira irradiação, com a mesma geometria de campo, os mesmos dosímetros foram cobertos com folhas de cádmio com o intuito de impedir a passagem dos nêutrons com energias abaixo de 0,5 eV. Os resultados obtidos levaram à seguinte conclusão: Os dosímetros TL conhecidos como TLD-100 e TLD-600 são eficientes na detecção e na dosimetria de nêutrons térmicos, o mesmo não sendo verificado para os dosímetro TL conhecido como TLD 700; o TLD 600 tem uma resposta dez de vezes maior que o TLD 700 e 1,6 maior que o TLD 100 para nêutrons na faixa de energia térmica; o TLD 700 tem praticamente a mesma resposta do TLD 100 para detecção de nêutrons com energia superior à térmica [16].

Ainda em 2005, MONTEIRO [17] dedicou-se à determinação das taxas de dose ambientais e ocupacionais de radiação gama, em consequência da presença do RDS-III e do depósito de rejeitos radioativos no IEN/CNEN. Um dos objetivos foi avaliar os níveis de dose ocupacionais, durante a operação do cíclotron RDS-111 (*Radioisotope Delivery System*). Com dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H), instalados em pontos das referidas instalações e outros, posicionados em estações ambientais próximas a elas, ela verificou: se as doses ocupacionais seriam inferiores ao limite estabelecido pela Norma CNEN-NE-3.0l; se a classificação dada às áreas estaria adequada; se as instalações citadas contribuiriam para o aumento da taxa de Kerma ambiental no IEN. Os detectores passaram por ensaios de caracterização, no que se refere à reprodutibilidade, dose mínima detectável, desvanecimento e dependência energética. Com base nos resultados foi possível concluir que as duas instalações provocam aumento na taxa de Kerma ambiental, no entanto, os valores encontrados estão abaixo dos limites estabelecidos nas normas nacionais [17].

Dois anos depois, FONSECA e colaboradores [18] realizaram estudos a fim de desenvolver uma metodologia para a caracterização de dosímetros termoluminescentes (TLD-100) para dosimetria em radioterapia. A intenção foi contribuir para o aprimoramento das técnicas de radioterapia com feixes de elétrons, apresentando parâmetros clínicos mais precisos. Com isso, um melhor planejamento do sistema de tratamento poderia ser obtido de forma melhorar sua eficácia. Nesta metodologia, fatores de calibração individuais foram obtidos a fim de aumentar a precisão e reduzir os deslocamentos sistemáticos devido à instabilidade térmica, ópticas, de tempo e medição. Após obter os fatores individuais de calibração, para cada dosímetro do grupo, foi possível reduzir consideravelmente o desvio padrão. Uma vez que essa metodologia da caracterização de dosímetros TL foi aplicada, os parâmetros clínicos importantes como percentual de dose em profundidade e outras medições clínicas de dose puderam ser obtidas com precisão da ordem de 1% a 2% [18].

No mesmo ano de 2007, SANTOS [19] implementou um sistema dosimétrico termoluminescente, para utilização em dosimetria in vivo, em teleterapia com feixes de fótons de alta energia. A finalidade desse trabalho foi apresentar, verificar e avaliar alguns procedimentos básicos, práticos e viáveis para a referida implementação. Alguns testes e medições foram realizados, como por exemplo, o procedimento de inicialização e a determinação de: homogeneidade do grupo de dosímetros; fator de correção individual para cada dosímetro, faixa de linearidade do sistema; e coeficiente de calibração. Um objeto simulador antropomórfico foi utilizado na realização das medições, para garantir que os métodos utilizados fossem satisfatórios, antes de serem aplicados para medições em pacientes. Essas medições foram feitas para um tratamento

de câncer de próstata. Segundo o autor, a metodologia proposta neste trabalho pode ser usada como parte de um programa de garantia de qualidade em um serviço de radioterapia [19].

Um ano depois em 2008, NELSON e colaboradores [20] realizaram um estudo sobre o uso da dosimetria termoluminescente em procedimentos de garantia da qualidade de maquinas terapêuticas de Raios-X de ortovoltagem. Um método prático foi desenvolvido para a verificação rotineira da garantia de qualidade dos procedimentos. Neste estudo, foram utilizados 81 dosímetros (20 TLD100; 20 TLD100H; 15 TLD200; 15 TLD400 e 11 TLD500). Antes de serem submetidos à irradiação, estes dosímetros foram submetidos a um tratamento térmico conforme as recomendações do fabricante. Para todos os materiais supramencionados, a resposta termoluminescente apresentou uma reprodutibilidade melhor que 6%, depois de oito irradiações e ciclos de leitura. Foram utilizados raios x de 6 MV provenientes de um Acelerador Linear. Todos os dosímetros TL foram irradiados em uma bandeja de isopor, especialmente fabricada para acomodar os chips a 5 cm de profundidade em um fantoma de água sólida. A dose aplicada foi de 1 Gy. O coeficiente máximo da variação de leitura de cada lote dos dosímetros TL ficou abaixo de 7% para todos os tipos de dosímetros. Estes dosímetros passaram por uma seleção no que se refere à sensibilidade, reprodutibilidade, bem como ao desempenho da resposta à dose aplicada. Os referidos dosímetros foram submetidos à irradiação de 100 mGy de Kerma no ar, proveniente dos feixes clínicos da máquina de ortovoltagem Pantak Therapax 300. A leitura dos dosímetros TL foi realizada com o uso de um Leitor Harshaw 5500. Um gráfico da razão das respostas termoluminescentes dos materiais TLD200, TLD400 e TLD500 com relação aos materiais TLD100 e TLD100H foi traçado como uma função da tensão do tubo. Três Irradiações e ciclos de leitura foram realizados para acertar a reprodutibilidade da resposta termoluminescente. A combinação TLD500/100H apresentou uma sensibilidade maior, enquanto que a combinação TLD400/100H apresentou uma sensibilidade menor que as demais [20].

No mesmo ano, CARINOU e colaboradores [21] realizaram estudos sobre a dependência energética de TLD 100 e detectores MCP-N. Neste estudo, a dependência energética desses materiais foram examinadas tanto no ar como em um fantoma. No total foram utilizados 50 dosímetros. Três detectores (um de cada tipo: TLD-100,

TLD100-H e MCP-N) foram irradiados simultaneamente para cada feixe. Quatro dosímetros de cada tipo foram utilizados para corrigir a contribuição da radiação de fundo e dez foram utilizados para controlar a estabilidade da leitura. A distância de irradiação entre a fonte e a superfície foi de 1 m. A dependência energética dos dosímetros TL foi determinada com o uso da série de espectro (NSS) ISO 4037-1 do Cs^{137} e Co^{60} , bem como os da RQR de acordo com a IEC 61267. A resposta relativa dos TLD 100 H e MCP-N foram similares para todas as energias, ou seja, os dois tipos de dosímetros apresentaram características energéticas similares. O dosímetro TLD-100 apresentou o mesmo comportamento energético na serie RQR (no ar e no fantoma) que o TLD 100H e o MCP-N. Entretanto, numa serie de espectros estreitos e monoenergéticos, sua resposta foi relativamente alta, apresentando um acréscimo de aproximadamente 60% no NSS40² [21].

Ainda em 2008, NUNES [9] realizou pesquisas sobre a avaliação do desempenho dos detectores termoluminescentes de CaSO₄:Dy e dosímetros de LiF:Mg,Ti (comercializados como TLD-100) na dosimetria de feixes clínicos de elétrons. Com a utilização de objetos simuladores de PMMA, água sólida do tipo RMI-457 e água, em campos de radiação de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV de energias nominais, os dois tipos de detectores termoluminescentes foram caracterizados. As curvas de dose-resposta foram obtidas e as doses superficial e profunda foram determinadas. A dependência da resposta termoluminescente com a energia nominal dos elétrons e com o objeto simulador empregado também foi estudada. Os referidos detectores apresentaram o mesmo comportamento, de maneira que a aplicação do CaSO4:Dy, como uma alternativa às pastilhas TLD-100 na dosimetria de feixes de elétrons em radioterapia demonstrou ser viável, sendo mais sensível à radiação de elétrons [9].

Um ano depois, COUTINHO [22] realizou estudos sobre a avaliação de dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico. Neste trabalho, foi realizado um estudo da dose glandular média (D_g) administrada em mamografia, tendo sido levantadas as distribuições do kerma no ar incidente (K_i), em função da idade das pacientes, da espessura das mamas comprimidas e do conteúdo glandular mamário. Dados clínicos de 1183 mamografias, com incidência

² Qualidade de radiação com as seguintes características: V = 42 kV; HVL= 0,083 mm Cu; E = 33keV.

crânio caudal da radiação, foram registrados. Ao todo, foram utilizadas seis unidades mamográficas para a realização de um levantamento: duas de radiografia computadorizada (CR), duas de tela/filme convencionais (SFM), e duas de mamografia digital (DR). Os valores médios da idade das pacientes e da espessura das mamas foram de (57 ± 12) anos e $(5,4 \pm 1,4)$ cm, respectivamente. Para investigar a importância das características técnicas dos três sistemas de mamografia e da glandularidade mamária, medições de K_i e D_g para 392 pacientes foram realizadas a partir da amostra inicial e que tinham espessura da mama comprimida entre 5,5 cm e 6,5 cm. Nessas medições faram utilizados fantomas compostos por materiais equivalentes aos tecidos mamários com diferentes glandularidades fabricados para este estudo, bem como dosímetros termoluminescentes TLD-100 (LiF:Mg,Ti), na forma de "chip"(pequenas pastilhas com dimensões de $(3,20 \times 3,20 \times 1,2)$ mm. O valor médio de K_i foi $(10,0 \pm 3,6)$ mGy para os sistemas SFM, $(12,0 \pm 3,6)$ mGy para os sistemas CR e $(4,9 \pm 1,3)$ mGy para os sistemas DR. O valor médio da D_g foi $(1,4 \pm 0,5)$ mGy, para o sistema SFM; $(1,7 \pm 0,5)$ mGy, para os sistemas CR; e (0.9 ± 0.2) mGy, para os sistemas DR. A análise estatística da diferença das médias, tanto de K_i como de D_g, entre os sistemas de mamografia, mostrou um efeito significante das características técnicas. Em relação à influência do conteúdo glandular em Ki e Dg, foi observada uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo de pacientes com conteúdo glandular entre 0 e 50% e o grupo pacientes com conteúdo glandular entre 50 e 100% [22].

No mesmo ano, BASSINET e colaboradores [23] pesquisaram sobre a caracterização dos Dosímetros Termiluninescentes (TLD-100) em forma de microcubos. Neste trabalho, foram estudadas as características dosimétricas do material termoluminescente LiF:Mg,Ti com dimensões de 1x1x1 mm³, no que se refere à sensibilidade, reprodutibilidade, estabilidade e capacidade de restauração dos fatores de saída (*ROF - Relative Output Factors*) em feixes de fótons empregados para radiocirurgia. A irradiação gama foi realizada por um feixe de campo 10 cm x 10 cm², provindo de uma fonte de ⁶⁰Co, que gerou uma taxa de kerma no ar, em condições de equilíbrio eletrônico, de 0,1 Gy/min. As medidas foram realizadas com o auxílio de uma leitora e um forno da marca *Fimel*. Com a utilização do forno foi possível reproduzir diferentes condições de medidas para as seguintes programações: antes da irradiação, houve um aquecimento a 400 °C, seguido por outro de 100 °C, por 2 horas. Depois da irradiação, houve um pré-aquecimento a 140 °C por 10 s e um aquecimento até 280° C a uma taxa constante de 5 °C s⁻¹. Com esses parâmetros, o pico principal apareceu na temperatura de aproximadamente 225 °C. Uma boa medida da reprodutibilidade da termoluminescência foi obtida (menor que 1 %). Algumas precauções foram tomadas na realização deste trabalho, dentre as quais, a identificação da face dos referidos dosímetros. Estes dosímetros TL apresentaram uma boa capacidade de recuperação às doses aplicadas [23].

Em 2010, MATSUSHIMA [24] avaliou as respostas dos dosímetros composto por CaSO₄:Dy, LiF:Mg, Ti e MicroLiF:Mg, Ti utilizando um simulador de água sólida para aplicação na dosimetria de feixes clínicos de elétrons produzidos por um acelerador linear com potência de 6 MV. O objetivo desse estudo foi comparar as respostas TL dos dosímetros entre si. Todos os dosímetros foram submetidos a um feixe de radiação gama, provindo de uma fonte de "Co, no ar, em condições de equilíbrio eletrônico. Após a avaliação da resposta TL, os dosímetros foram separados em grupos, de acordo com as suas sensibilidades (\pm 5%). A curva dose-resposta foi obtida para as energias de Co. Para as irradiações nos feixes clínicos, os dosímetros TL, raios gama do previamente selecionados, foram posicionados entre placas de água sólida, nas profundidades de dose máxima e irradiados nos feixes de elétrons (6 MV). As especificações seguidas para as irradiações foram recomendadas pelo Technical Reports Series Nº. 398 (TRS 398) da IAEA (Agência Internacional de Energia Atômica). O tamanho do campo de radiação foi de (10 x 10) cm e a distância fontedosímetro foi de 100 cm. Para a obtenção da curva de resposta em função da dose de referência (com radiação gama provinda do ⁶⁰Co), os dosímetros TL foram irradiados com doses de 0,5; 1; 10; 50; 100 e 500 mGy, bem como 1, 5 e 10 Gy. Para as irradiações com elétrons, foram aplicadas as seguintes doses: 0,1, 0,5, 1, 5 e 10 Gy. Cada ponto da curva apresentou a média das 10 leituras feitas e respectivas barras de erros, representadas pelos desvios-padrões da média. O nível de confiança foi de 95%. Os resultados obtidos apresentaram um comportamento linear da resposta TL para o feixe de elétrons clínicos, no intervalo de dose estudado [24].

Ainda em 2010, MELLO [25] fez um estudo sobre as incertezas dos parâmetros avaliados por um sistema postal em controle de qualidade para feixes de fótons em radioterapia. O estudo das incertezas foi feito a partir da análise de parâmetros das seguintes características relacionadas com os dosímetros TL (TLD-100):

desvanecimento, linearidade da resposta e dependência energética. Todos estes parâmetros influenciam na incerteza sobre os resultados de medição da dose absorvida. As incertezas desses parâmetros foram analisadas para avaliação da auditoria postal. Os valores das incertezas estimadas para os parâmetros dose de referência, dose campo retangular, dose em profundidade, fator filtro, fator bandeja lisa, simetria e planura do feixe foram, respectivamente, 0,92, 0,97, 0,99, 1,34, 1,47, 1,72 e 0,89 % para aparelhos de ⁶⁰Co e 1,23, 1,74, 1,66, 2,02, 2,12, 2,51 e 1,23% para aceleradores lineares. As razões D_{20}/D_{10} e TPR_{20/10}³ apresentaram valores 2,30 e 2,55%, respectivamente, demonstrando serem satisfatórias, se comparadas com as de outros programas postais [25].

Já, em 2011, KIUNG-RAE e colaboradores [26] realizaram estudos sobre a dependência angular de dosímetros pessoais – abordando а dosimetria termoluminescente e fotoluminescente. Neste estudo, a dependência angular entre os dosímetros termoluninescentes (TLD) e os fotoluminescentes (PLD) mais usados foram comparadas. O objetivo foi apresentar dados primários e avaliar a utilidade dos dosímetros fotoluminescentes, como um novo dispositivo para avaliação de dose. Para a fluoroscopia de Raios-X, um fantoma de corpo inteiro foi colocado em uma mesa, de acordo com os fatores técnicos estabelecidos. O ângulo de radiação variou de 15º em 15° entre 0° e 90° para diversas profundidades. A detecção da dose absorvida foi realizada com a utilização de PLDs (GD-450) e TLDs (Carot). Este processo foi repetido por dez vezes e, a cada vez, a dose acumulada foi interpretada com a utilização de 130 dosímetros (TLD UD-710-R Panasonic e PLD FGD-650). Os TLD e PLD apresentaram um decréscimo de 52 e 32%, respectivamente, em profundidade de dose a partir de 0° a 90°. Assim os PLD apresentaram uma dependência angular menor que os TLD [26].

2.2 - Trabalhos relacionados com sistemas de planejamento em radioterapia

Em 2006, CAMPOS e colaboradores [27] avaliaram o sistema de planejamento (SPT) Eclipse na determinação de curvas de PDP para campos de irradiação com área variando de 10x10 a 1X1 cm² na presença de heterogeneidades tecido mole/pulmão. As

³ Indice de qualidade: razão dos valores de dose absorvida à profundidade de 20 e 10 cm para um campo de radiação quadrado. D_{20}/D_{10} refere-se aos valores de dose absorvida na água e TPR_{20/10} aos valores de dose absorvida no fantoma.

respostas do SPT, para a dose absorvida no pulmão, foram calculadas por três algoritmos de correção distintos: - Batho generalizado (BPL), Batho modificado (BMod) e Razão Tecido-Ar Equivalente (EQTAR). Assim, os valores de dose obtidos foram comparados para três sistemas de planejamento. Na avaliação experimental da dose absorvida foram utilizados 60 dosímetros termoluminescentes de (TLD-100). O tratamento térmico adotado na regeneração dos dosímetros foi de 400°C durante 1hora, seguido de um recozimento de 2 horas a 100°C, além do tratamento térmico 100°C por 15 minutos para eliminar os picos instáveis. A leitura média de dose zero dos dosímetros TL foi determinada e o fator de sensibilidade para cada um foi calculado. A calibração foi realizada em condições de referência, em um simulador apropriado preenchido de água. Os feixes de irradiação foram produzidos por um acelerador linear de elétrons Clinac 2300 C/D com potência de 15 MV. Na determinação dos perfis de dose, o acrílico foi utilizado como material simulador de tecidos moles e cortiça foi utilizada como material simulador do tecido pulmonar. As respostas dos dosímetros TL foram corrigidas de modo a se determinar os valores de dose no pulmão e comparadas com as respostas apresentadas pelo SPT. As curvas de PDP obtidas através do sistema Eclipse para a região pulmão equivalente apresentaram uma boa concordância com aquela obtida com a utilização de dosimetria TL somente para o campo de 10X10 cm², sobretudo, aquelas, por cujos algoritmos de correção considerados foram o BMod e o EQTAR, uma vez que apresentaram desvio médio abaixo de 3,5%. Para o método de correção BPL foi detectado um desvio abaixo de 5%. Para os campos menores, o desequilíbrio eletrônico lateral impede o bom desempenho dos algoritmos de cálculo do sistema Eclipse, que desconsideram a existência desse fenômeno [27].

Um ano depois, em 2007, MORLOTTI [28] realizou pesquisas referentes à verificação de tratamentos radioterápicos diversos utilizando dosimetria termoluminescente. O principal objetivo do autor foi comparar os valores de dose envolvidos em tratamentos radioterápicos, medidos com a técnica de dosimetria termoluminescente (TL), usando um objeto simulador antropomórfico (Alderson Rando Phantom - ARP) como paciente, com os valores de referência extraídos dos Sistemas de Planejamento em Radioterapia - SPR, em simulações realistas de tratamento. No objeto simulador dosímetros TL de LiF (TLD100) foram posicionados na pelve, no tórax, na cabeça e no pescoço, a fim de que fossem monitoradas regiões com dose homogênea (no volume alvo planejado - VAP), regiões com gradiente de dose e regiões afastadas do VAP. As irradiações foram feitas, usando técnicas de radioterapia conformacional 3D e Radioterapia por Modulação da Intensidade do Feixe (RMIF). Quatro SPR foram utilizados: CadPlan, ECLIPSE, Helax-TMS e KonRad. Em algumas situações utilizaram-se algoritmos de cálculo implementados pelos fabricantes nos SPR: dois deles foram baseados em correção de heterogeneidades (Batho e Pencil Beam) e um deles, em convolução e superposição de feixes simulados (Collapsed Cone). Nos casos de irradiações com RMIF os algoritmos foram sempre usados paralelamente ao uso do ARP - Alderson Random Phantom. Um objeto simulador com água foi utilizado com objetivo de verificar o comportamento dos dosímetros TL expostos aos feixes de fótons de alta energia, em comparação com câmaras de ionização cilíndricas do tipo Farmer (volume interno de 0,6 cm³). Além disso, esse objeto simulador possibilitou garantir a qualidade de suportes desenvolvidos para a câmara e para os dosímetros, nos casos de medidas em água. A irradiação da pelve do objeto simulador, ARP, região com poucas heterogeneidades, revelou que o comportamento do material constituinte é equivalente ao da água e, por isso, pode ser usado na simulação de tecido humano em feixes de radioterapia. Simulações de tratamentos revelaram compatibilidade entre valores medidos e planejados no interior do VAP, com discrepâncias menores que 2%. Nas regiões afastadas do VAP, todos os códigos de planejamento apresentaram discrepâncias relativamente grandes, evidenciando limitações no cálculo de componentes secundárias. Na região do mediastino e do pulmão, foi verificado que os valores de dose calculados pelo algoritmo Pencil Beam apresentaram uma diferença sistemática para menos com relação aos valores de dose calculados pelo algoritmo Collapsed Cone, no entanto, ambos os resultados foram compatíveis dentro do intervalo de confiança de 68%. Além disso, nesta região, foram encontradas discrepância média em torno de 11 % para menos, com relação à dose detectada experimentalmente para ambos os algoritmos. Um dos dosímetros monitorou uma região do pulmão onde foi prevista uma dose bem menor que a do volume alvo planejado. Nesta região foi detectado uma superdosagem de 73% relativo ao planejamento realizado com o algoritmo Pencil Beam. Em regiões onde havia alto gradiente de dose, as discrepâncias se tornaram maiores, devido à dificuldade de se posicionar os dosímetros no mesmo ponto em que o cálculo era feito. Sistematicamente, observou-se que a técnica para radioterapia 3D apresentou valores de dose dentro dos limites preestabelecidos, enquanto o RMIF mostrou valores com maior precisão [28].

No ano de 2010, SILVA e colaboradores [29] avaliaram a precisão dos cálculos realizados com o Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) implementado no sistema de planejamento de tratamento (SPT) Eclipse, em sua versão 8.1. Essa avaliação foi realizada por meio da comparação de doses detectadas experimentalmente com as calculadas pelo SPT, tanto em materiais homogêneos quanto em materiais heterogêneos. Nesta comparação foram considerados o percentual de dose em profundidade (PDP), o perfil de campo e a distribuição de dose em um plano de um fantoma heterogêneo. Os feixes de irradiação foram gerados pelo acelerador linear Clinac 2300 de 15 MV. A detecção experimental das doses foi possível com a utilização de câmaras de ionização. Os resultados das diferenças entre os valores calculados pelo SPT e os detectados pelas câmaras de ionização foram obtidos de duas maneiras: uma considerou a diferença percentual de dose no mesmo ponto e a outra considerou a diferença da menor distância entre pontos que apresentaram a mesma dose (DTA distance to agreement). Essas diferenças mostraram-se favoráveis ao bom desempenho do sistema de planejamento com restrições em situações nas quais o cálculo realizado pelo algoritmo não foi acurado. Nos pontos em profundidades entre 0,3 e 3 cm, considerando a região de equilíbrio eletrônico, as curvas de PDP apresentaram diferenças percentuais de dose inferiores a 1%, além de 2 mm de DTA. Os perfis de campo apresentaram diferenças consideráveis apenas em regiões de penumbra, pois a DTA da posição em que a dose relativa medida foi de 10% apresentou um valor de até 9,1 mm. Em uma avaliação do índice gama (critério 3%, 3 mm) realizada com um fantoma de tórax heterogêneo houve a aprovação de 95,7% dos pontos analisados. A maior dificuldade de previsão de doses pelo SPT ocorreu nas regiões de interface entre meios de diferentes densidades eletrônicas [29].

2.3 – Trabalhos relacionados com algumas técnicas de tratamento em radioterapia

Em 2003, VIEGAS [30] pesquisou sobre dosimetria *In Vivo* com uso de detectores semicondutores e termoluminescentes aplicados ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço e discorreu sobre a viabilidade da implantação de uma rotina de dosimetria *in vivo* com o uso de dosímetros termoluminescentes (TLD) no setor de radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (INCA). Foram determinadas as características das respostas dos detectores termoluminescentes de LiF:Mg;Ti (TLD-100) em forma de pó. Esse detector foi testado, quanto ao seu desempenho para as

medidas *in vivo*, no simulador antropomórfico RANDO Alderson e, uma vez comprovada a sua adaptabilidade às medidas propostas, foram utilizados na medição de dose em tratamento de tumores na região anatômica da cabeça e pescoço, irradiados com Cobalto-60. Além disso, foi utilizado um segundo detector como padrão, e outro simulador geométrico (NE; CNMC) para as calibrações. As irradiações foram executadas em dois equipamentos de telecobaltoterapia, sendo que duas capas de acrílico com espessura de 4 mm foram confeccionadas para as irradiações, que, juntamente com a cápsula, forneceram o equilíbrio eletrônico ao material dosimétrico. As leituras foram realizadas numa leitora PCL3 (Fimel) e o tratamento térmico foi executado no forno EDG1800.1. Segundo o autor, a metodologia desenvolvida neste trabalho poderá ser alterada para qualquer outro tipo de tratamento teleterapêutico, levando-se em consideração as peculiaridades inerentes às máquinas de tratamento e regiões anatômicas a serem tratadas [30].

No ano de 2005, SOUZA [31] pesquisou sobre as propriedades físicas do filtro dinâmico com a utilização do acelerador linear Clinac 2200 CD da *Varian Medical System*. Para isso foram realizados experimentos, dos cujos resultados foram comparados com os cálculos feitos pelo sistema de planejamento de tratamento *CadPlan*. Foram determinados os seguintes parâmetros: o fator filtro dinâmico para campos quadrados e retangulares no eixo central e fora dele, a dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático, o percentual de dose em profundidade, a dependência do fator filtro dinâmicos, e os perfís de campo em diversas profundidades. Foi verificado que o fator filtro dinâmico diminuiu com o aumento do tamanho de campo e com o aumento do ângulo nominal do filtro, e que aumentou com o incremento da energia. Segundo o autor, com exceção de campos pequenos, esse fator independe do colimador X, bem como do colimador dinâmico [31].

Em 2007, JIMMY e colaboradores [32] realizaram uma comparação dosimetrica de três técnicas de teleterapia em pacientes com estágio inicial de câncer na mama esquerda. As técnicas utilizadas foram: compensação eletrônica de tecido, intensidade modulada de radioterapia convencional e tomoterapia. Dez pacientes foram selecionados para esse procedimento. De acordo com o os autores desse trabalho a compensação eletrônica produziu uma distribuição de dose superior às apresentadas pelas demais técnicas utilizadas, tanto no volume alvo quanto no tecido sadio adjacente [32].

CAPÍTULO 3

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo constam os principais conceitos teóricos necessários ao desenvolvimento e à compreensão deste trabalho.

3.1 – Radioatividade e radiação

O conceito de radioatividade está diretamente relacionado com a desintegração de núcleos atômicos, mediante a emissão de partículas subatômicas, ou ondas eletromagnéticas, sempre com uma energia associada. A radiação pode ser entendida como a propagação dessa energia, seja por meio de partículas ou ondas eletromagnéticas. As partículas subatômicas se distinguem entre si, principalmente, por apresentarem energias, massas, e cargas elétricas diferentes. Isso implica que as velocidades dessas partículas, ao se desprenderem do núcleo atômico, assim como sua capacidade de interagir com a matéria, também são diferentes. As ondas eletromagnéticas se propagam com mesma velocidade, contudo apresentam diferenças no que se refere à sua energia. Esse tipo de radiação pode ter origem no núcleo atômico, ou ser produzida fora do núcleo, a partir de fenômenos físicos induzidos.

Um dos fenômenos físicos que produz radiação eletromagnética foi induzido por Wilhelm Conrad Roentgen em 1895, por acaso, ao estudar descargas elétricas através de um tubo de raios catódicos (feixe de elétrons). O cientista percebeu que a radiação gerada pelo fenômeno *bremsstrahlung*, induzido no tubo, podia atravessar corpos humanos e sensibilizar filmes fotográficos. Como os elétrons possuíam uma baixa capacidade de penetração no ar, Roentgen concluiu que o tubo de raios catódicos gerava outro tipo de radiação, na forma de ondas eletromagnética, denominando-o Raios X. A partir de então, os cientistas da época passaram a se dedicar aos estudos das radiações, realizando varias descobertas nesta área [33].

Em 1896, Antoine Henri Becquerel, ao estudar substâncias fosforescentes, descobriu a emanação espontânea de radiação proveniente do urânio. Um ano mais tarde, em 1897, Joseph John Thomson determinou a velocidade e a razão entre a carga e a massa dos raios catódicos, identificando-os como elétrons. Em 1898, o casal, Marya Sklowdoska e Pierre Curie descobriram os elementos radioativos tório, polônio e rádio ao estudar a natureza dos raios descobertos por Becquerel. Seguindo a mesma linha de

estudos do casal Curie, no mesmo ano, Ernest Rutherford concluiu que a radiação proveniente de substâncias radioativas pode ser classificada em pelo menos dois tipos: mais penetrantes e menos penetrantes, sendo ambos desviados por campos eletromagnéticos. Por conveniência, tais radiações foram denominadas respectivamente, α e β . Já em 1900, Paul Villard identificou um terceiro tipo de radiação que, diferentemente dos dois primeiros, não sofria deflexão em campos magnéticos, denominando-o radiação y. Oito anos mais tarde, em 1908, ao bombardear uma finíssima lâmina de ouro com partículas α, Rutherford pôde contribuir para o desenvolvimento mais coerente do modelo atômico. Em 1913, Niels Bohr introduziu a teoria quântica de energia na elaboração deste novo modelo. Quatorze anos mais tarde, em 1927, Schrödinger atualizou o modelo atômico ao considerar o elétron como uma partícula-onda que se movimenta no espaço, com maior probabilidade de ser encontrada no interior de uma esfera concêntrica ao núcleo (orbital), denominada nuvem eletrônica. Em 1934, o Casal Irene Curi e Frederic Joliot, bombardearam alumínio e boro com partículas a e transformaram elementos não radioativos em elementos radioativos, descobrindo assim, a possibilidade de produzir os elementos capazes de emitir radiação [33].

As radiações α , β e γ são provenientes de emissões espontâneas nas transmutações de elementos instáveis. As radiações α são núcleos de átomos de hélio, possuem dois prótons, dois nêutrons, carga positiva e velocidade bem inferior a da luz. As radiações β são de natureza corpuscular assim como as α , possuem cargas negativas iguais as dos elétrons e apresentam uma velocidade próxima a da luz. As radiações γ são de natureza eletromagnética, apresentam a mesma velocidade da luz e não possuem cargas elétricas. Sua emissão ocorre após a emissão de uma partícula subatômica.

3. 2 – Interações de fótons com a matéria

O item 3.1, referiu-se às radiações x e γ como ondas eletromagnéticas. Contudo, as referidas radiações também podem se comportar como partículas. Isso acontece quando há interação destas ondas com a matéria. Neste caso é mais conveniente se referir às ondas eletromagnéticas como um fluxo de partículas, às quais se deu a denominação de fótons. Cada fóton possui uma energia quantizada $h\nu$, onde h é a constante de Planck e ν é a frequência da onda associada [34].
Ao atravessar a matéria, os fótons podem ou não sofrer algum tipo de interação. Em cada interação são criadas partículas de ionização secundárias (fótons ou elétrons). Os elétrons são partículas carregadas, portanto, depositam energia próximo ao local de interação, diferentemente dos fótons, pois não possuem carga elétrica e percorrem alguma distância antes de interagir e transferir sua energia [34]. Portanto, na dosimetria, a geração de partículas carregadas deve ser levada em consideração, enquanto que, a importância de fótons secundários dependerá da energia dos fótons primários. Para feixes externos utilizados em radioterapia, com energia na faixa de Megavoltagem (MV), a contribuição de fótons secundários pode ser desprezada.

3.2.1 – Absorção e espalhamento de fótons

A interação de fótons com a matéria pode ser caracterizada por processos de absorção e espalhamento. Os principais processos de absorção são: efeito fotoelétrico, produção de pares e trios. Em alguns casos considera-se como absorção o efeito fótonnúcleo. Os principais processos de espalhamento são: espalhamento coerente e incoerente, ambos conhecidos como efeito Compton. A secção de choque para a interação (σ) total é a resultante da soma das secções de choque individuais de cada processo [34].

$$\sigma = \sigma_{fe} + \sigma_{pp} + \sigma_{pt} + \sigma_{fn} + \sigma_{ec} + \sigma_{ei}$$
(3.1)

Onde σ_{fe} é a secção de choque para o efeito fotoelétrico, σ_{pp} é a secção de choque para a produção de pares, σ_{pt} é a secção de choque para a produção de trios, σ_{fn} é a secção de choque para o efeito fóton-núcleo, σ_{ec} a secção de choque para o espalhamento coerente e σ_{ei} é secção de choque para o espalhamento incoerente.

A interação total para o carbono (Z=6) e chumbo (Z=82) pode ser analisada através da ilustração na figura 3.1:



Figura 3.1 - Secção de choque para interação total de fótons com o carbono e o chumbo em função da energia dos fótons [34].

A importância relativa dos três principais tipos de interação de fótons com a matéria encontra-se demonstrada na figura 3.2 que relaciona a energia do fóton incidente com o número atômico do material absorvedor.



Figura 3. 2 - Importância relativa dos três principais tipos de interação de fótons com a matéria [5].

3.2.2 – Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico, representado na figura 3.3, é um processo de absorção, no qual um fóton incidente é completamente absorvido após interagir com um elétron atômico. O elétron é ejetado de uma das camadas atômicas com uma energia cinética E_c . A energia cinética do elétron é dada por:

$$E_c = hv - E_l \tag{3.2}$$

Onde, hv é a energia total do fóton incidente e E_l é a energia de ligação do elétron orbital. Este processo não ocorre com elétrons livres, uma vez que o átomo é fundamental para a conservação do momentum. A energia transferida ao átomo pode ser desprezada [34]. O Efeito Fotoelétrico pode ser representado pela figura esquemática 3.3, adaptada de TAUHATA [35].



Figura 3. 3 – Efeito Fotoelétrico. Adaptada de TAUHATA [35].

A secção de choque para o efeito fotoelétrico aumenta com o decréscimo da energia do fóton e diminui com o decréscimo do número atômico Z do átomo alvo [34]. A direção de saída do elétron, com relação ao fóton incidente, varia de acordo com a energia [35]. O mínimo de energia necessária, para que ocorra o efeito fotoelétrico, deve ser superior à energia de ligação do elétron. De acordo com TAUHATA [35], a probabilidade do elétron ser ejetado com mesma direção e sentido do fóton incidente é alta para energias acima de 3 MeV. Logo após o elétron ser ejetado, raios X característicos são gerados devido ao preenchimento da vacância através reorganização de elétrons de outras camadas do átomo [36].

3.2.3 – Efeito Compton

O efeito Compton consiste em dois tipos de espalhamentos: coerente e incoerente. Para qualquer tipo de espalhamento haverá alteração da direção e sentido do fóton. Se nesse processo, o fóton perder energia, ocorre um espalhamento incoerente, se não houver a perda de energia pelo fóton, ocorre um espalhamento coerente [34].

No espalhamento incoerente, ilustrado na figura 3.3, adaptada de TAUHATA [35], o fóton incidente é espalhado por um elétron fracamente ligado ao núcleo, o qual é ejetado do núcleo, absorvendo apenas parte da energia do fóton. A secção de choque para esse tipo de espalhamento diminui com o aumento da energia de ligação dos elétrons, ou seja: quanto menor for a energia de ligação dos elétrons orbitais ao núcleo, comparada a energia do fóton incidente, maior será a probabilidade de ocorrência do efeito Compton [35]. O fóton incidente terá sua energia (hv) reduzida na mesma quantidade da energia transferida ao elétron, denominado elétron de recuo. A energia do fóton espalhado (hv') pode ser calculada em função do ângulo de espalhamento θ [37].

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0 c^2}(1 - \cos\theta)}$$
(3.3)

Onde $m_0 c^2$ é a energia de repouso do elétron.

Uma vez que Compton considerou os elétrons como sendo "livres" no momento da colisão, a diferença entre a energia do fóton incidente e a energia do fóton espalhado é a energia do elétron de recuo [34]. O Efeito Compton pode ser representado pela figura esquemática (3.4) abaixo, adaptada de TAUHATA [35].



Figura 3. 4 - Efeito Compton. Adaptada de TAUHATA [35].

No espalhamento coerente, conhecido também como espalhamento *Raileigh*, o fóton incidente é espalhado com a mesma energia cinética apresentada antes da interação com os elétrons orbitais do átomo. Não há excitação, tampouco ionização do

átomo. Esse tipo de espalhamento é predominante na incidência de fótons com baixa energia, tendo como alvo um átomo com elevado número atômico [35].

3.2.4 - Efeito fóton-núcleo

Quando a energia de um fóton ultrapassa a energia de ligação de um nucleon, este pode ser absorvido em uma reação nuclear. Como resultado dessa reação um ou mais nucleons (neutros ou prótons) são ejetados. Há uma maior probabilidade de ocorrer o efeito fóton-núcleo na incidência de fótons com energia entre 5 e 40 MeV, dependendo do átomo alvo. Quanto maior for o numero atômico do átomo alvo, maior será a probabilidade de acontecer esse tipo de interação [34].

3.2.5 - Produção de pares ou trios, e fótons de aniquilação

Na produção de pares, ilustrada na figura 3.5, o fóton é absorvido após interagir com o campo elétrico do núcleo, gerando um par elétron (negatron)-pósitron, ambos emitidos com energia cinética $(E_c^+ e E_c^-)$ [34], cuja soma é dada pela diferença entre a energia do fóton incidente e o dobro da energia equivalente a da massa de repouso do elétron. Essa é a quantidade mínima de energia necessária para que esse tipo de interação ocorra.

$$E_c^+ + E_c^- = hv - 2m_0c^2 \tag{3.4}$$

Onde, mo é a massa de repouso do elétron e c é a velocidade da luz.



Figura 3. 5 – Produção de pares.

Geralmente, os pósitrons, produzidos neste tipo de interação, são aniquilados ao interagirem com um elétron do meio, produzindo dois fótons, cada um com uma energia

mínima, equivalente a da massa de repouso do elétron. Estes são denominados fótons de aniquilação.

A produção de pares também pode ocorrer no campo elétrico de um elétron atômico. Quando o fóton incidente transferir energia suficiente para ejetar o elétron da sua camada atômica, surgirão três partículas como resultadas da interação. Este processo é conhecido com produção de trios e ocorre quando há incidência de fótons com um mínimo de energia equivalente a $4m_0c^2$ [34].

3.3 - Conceitos e grandezas dosimétricas

A maioria dos conceitos relacionados com dosimetria foi estabelecida com o intuito de proteger o ser humano da exposição excessiva à radiação ionizante. Definições de grandezas para caracterizar a radioatividade, campos de radiação, interação da radiação com a matéria, bem como efeitos físicos ou biológicos gerados pela radiação são exemplos desses conceitos.

Na medida em que a Proteção Radiológica evoluía, diferentes grandezas e unidades surgiam, bem como a necessidade de organização e padronização destas. Assim foram criadas duas comissões internacionais:

Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Unit and Measurements*) [4], que tem a responsabilidade de definir as grandezas físicas básicas e operacionais, levando em consideração a proteção radiológica;

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*) [38] é a responsável pelas grandezas limitantes de radioproteção, as quais indicam risco a saúde humana devido a exposição à radiação ionizante.

3.3.1 – Exposição

A partir da produção de íons, com mesmo sinal, após a incidência de fótons no ar, até que estes íons sejam completamente parados no próprio ar, foi possível introduzir a primeira grandeza, denominada Exposição, *X*.

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{3.5}$$

Onde, dQ é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons no elemento de ar com massa dm são completamente parados no ar [39]. A unidade da Exposição no SI é o Coulomb por quilograma (C/Kg), porém a antiga unidade Roentgem (R) ainda é utilizada. $1R = 2,58 \times 10^{-4} C/Kg$.

3.3.2 – Kerma

O KERMA (*Kinetic Energy Released per Mass Unit*), K, é uma grandeza que relaciona a energia cinética inicial total de partículas carregadas, liberadas por partículas ionizantes não carregadas, em um elemento de massa. Pode ser calculada utilizando a seguinte equação:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{3.6}$$

Onde, dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas, liberadas por partículas ionizantes não carregadas, dm é o elemento infinitesimal de matéria [39]. A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica no SI é o joule por quilograma (J/Kg) denominado, Gy.

3.3.3 – Dose absorvida

A Dose absorvida, D, é uma grandeza que relaciona a energia média transferida pela radiação ionizante (\overline{dE}) a um elemento de massa de um material (dm). É calculada pela seguinte equação [40]:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \tag{3.7}$$

A unidade da dose absorvida é a mesma utilizada para o kerma, pois as duas grandezas são definidas como uma razão entre energia e massa. O que diferencia uma da outra é o tipo de energia considerada para os cálculos.

3.3.4 – Limitação de dose

Os efeitos da radiação ionizante variam com o tipo de radiação incidente e depende da dose absorvida. Assim, com o propósito de evitar danos causados pela radiação ao ser humano, impedindo os efeitos determinísticos e limitando os efeitos

probabilísticos, foram estabelecidos limites de dose individuais para a exposição ocupacional e de públicos decorrente de práticas controladas. Esses limites são expressos em valores de dose equivalente ou efetiva.

3.3.5 – Dose Equivalente

A dose equivalente, H, é a dose absorvida (D) corrigida por um fator (Q), que leva em consideração a qualidade da radiação incidente, no que se refere à indução de efeitos estocásticos (sem limiar de dose), a baixas energias. Assim, considera também a eficácia biológica relativa e consequentemente a transferência de energia linear. Os valores de Q, recomendados, para fótons e elétrons de qualquer energia é igual a 1 [38] [41]. Portanto, para esses tipos de radiação ionizante incidentes, a dose absorvida é igual à dose equivalente. Para evitar confusão, a unidade desta última grandeza recebeu o nome de Sievert (Sv). O cálculo da dose equivalente pode ser obtido por meio da seguinte equação:

$$H = D \cdot Q \tag{3.8}$$

3.3.6 – Dose efetiva

Quando os órgãos do corpo humano são atingidos pela radiação ionizante, podemos obter um único valor de dose somando os valores de dose equivalente em todos os tecidos e órgãos do corpo de forma ponderada. Essa ponderação leva em consideração a sensibilidade do órgão à radiação e os valores de ponderação estão apresentados na tabela 3.1.

Tecido ou órgão	Fator de peso (w _T)
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05

Tabela 3. 1 – Fator de peso de alguns tecidos ou órgãos [38].

Tiroide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
*Demais tecidos	0,05

* Intestino grosso superior e delgado, músculos, pâncreas, timo, baço, útero e celebro. A dose efetiva, H_E , pode ser calculada utilizando a seguinte equação:

$$H_E = H_T \cdot w_t \tag{3.9}$$

Onde, H_T é o valor da dose equivalente no tecido e w_t é o fator de peso referente ao tecido. A unidade para dose efetiva no SI também é o Sievert (Sv). A unidade de medida no SI é o J/kg.

3.3.7 – Build-Up e equilíbrio eletrônico

Ao incidir um feixe de fótons de alta energia em um meio material, ocorrerá a interação desses fótons com a matéria, bem como a interação dos elétrons de alta energia, produzidos pelos mesmos fótons. A atenuação do feixe de fótons segue uma lei exponencial negativa, conforme a espessura a ser atravessada pelo feixe, e a lei do inverso do quadrado da distância entre o alvo e a fonte. Os elétrons produzidos, de alta energia, passam a perder suas energias em processos de colisão [42]. Assim, a energia depositada na superfície do meio material é mínima e tende a aumentar com o aumento da espessura do material até uma determinada profundidade, onde a quantidade de energia, disponibilizada pelos fótons aos elétrons produzidos, é compensada pela energia dos elétrons gerados na espessura da profundidade anterior, saindo da região de *build-up* e introduzindo na região de equilíbrio eletrônico, conforme ilustração da figura 3.6.



Figura 3. 6 – Região de build-up e equilíbrio eletrônico.

Analisando a figura 3.6, nota-se que a região de build-up é aquela cujo valor de dose absorvida se difere do valor de kerma em um mesmo ponto material. Por outro lado, a região de equilíbrio eletrônico é aquela cujo valor de dose absorvida é igual ao valor de kerma em um mesmo ponto material. De acordo com a própria nomenclatura, o equilíbrio eletrônico ocorre devido ao equilíbrio da quantidade de elétrons energéticos em uma região, enquanto que na região de build-up há um desequilíbrio devido à falta de material e, consequentemente, devido à falta de elétrons.

A profundidade limite, em um meio material, na qual termina a região de *buid-up*, onde também inicia a região de equilíbrio eletrônico, depende da energia do fóton incidente, bem como do material utilizado como alvo. A maneira correta de medir a dose absorvida em qualquer material é fazendo as medições em profundidades superiores à referida profundidade limite.

Na tabela 3.2, cujos valores dispostos foram extraídos do trabalho realizado por MARTINS JUNIOR [14], encontra-se algumas profundidades onde se inicia o equilíbrio eletrônico para água, tecido humano e tecido equivalente.

Tabela 3. 2 – Valores de profundidade, onde se inicia o equilíbrio eletrônico para diferentes energias e profundidades de materiais.

Energia máxima do feixe de fótons	Valor de profundidade para o				
produzidos por equipamentos de	equilíbrio eletrônico típico em água,				
radioterapia.	tecido humano ou equivalente.				
1 MeV 0,5 cm					
4 MeV	1 cm				
6 MeV	1,5 cm				
8 MeV	2 cm				
18 MeV	3 cm				

3.3.8 – Estimativa de dose

3.3.8.1 – Teoria da cavidade

A teoria de Bragg-Gray, representada de forma esquemática na figura 3.7, se refere a um meio homogêneo com uma cavidade extremamente pequena e repleta de

gás. Os átomos desse meio sofrem ionização após interagirem com os fótons. Surge, então, um fluxo de elétrons energizados no meio. Esse fluxo pode ser considerado idêntico ao que atravessa essa cavidade. Assim, de acordo com a teoria, os átomos de gás serão ionizados pelos elétrons energizados no meio homogêneo absorvendo suas energias.



Figura 3. 7 – Representação esquemática da teoria da cavidade.

Apesar da significativa contribuição em estabelecer uma relação entre a dose absorvida na cavidade, D_{c} , e a dose absorvida no meio, D_{m} , essa teoria desprezou a interação dos fótons com o gás no interior da cavidade, uma vez que a considerou extremamente pequena. Essa falha foi corrigida por Spencer-Attix, quem aperfeiçou relação $\frac{D_m}{D_{ar}}$ considerando a interação dos fótons com o gás no interior da cavidade, bem como a variação da densidade de ionização com a do tamanho desta cavidade.

A energia depositada por unidade de massa é resultado do produto do poder mássico de freamento restrito $\left(\frac{L_{\Delta}}{\rho}\right)$ com o fluxo de elétrons rápidos considerando sua energia entre Δ (que esta relacionada com o tamanho da cavidade) e a energia cinética inicial, K_{o.} Assim, de acordo com Spencer-Attix, a relação de dose absorvida na cavidade com a dose absorvida no meio pode ser expressa conforme equação (3.15) abaixo [43], [44]:

$$\frac{D_m}{D_c} = \frac{\int_{\Delta}^{K_0} \Phi^{\delta}(K) \left(\frac{L_{\Delta}}{\rho}\right)_{melo} dK + \Phi^{\delta}(\Delta) \left(\frac{S(\Delta)}{\rho}\right)_{colisão}^{melo} \Delta}{\int_{\Delta}^{K_0} \Phi^{\delta}(K) \left(\frac{L_{\Delta}}{\rho}\right)_{cavidade} dK + \Phi^{\delta}(\Delta) \left(\frac{S(\Delta)}{\rho}\right)_{colisão}^{cavidade} \Delta}$$
(3.10)

Onde $\Phi^{\delta}(K)$ é o fluxo de elétrons, incluindo o de fótons com energia (k); $\Phi^{\delta}(\Delta)$ é o fluxo de elétrons incluindo o de fótons com energia (Δ); e $\left(\frac{s(\Delta)}{\rho}\right)_{colisão}$ é a taxa de poder mássico de freamento por colisão para elétrons com energia (Δ). Portanto:

$$\frac{D_m}{D_c} = \left(\frac{\bar{L}_{\Delta}}{\rho}\right)_c^m \tag{3.11}$$

Onde, o termo $\left(\frac{\bar{L}_{\Delta}}{\rho}\right)_{c}^{m}$ é a taxa de poder mássico de freamento restrito que relaciona a dose no meio com a da cavidade.

3.3.8.2 - Fator de Roentgen-Rad

Para estimar a energia depositada no tecido humano, corrigindo a energia depositada no ar por um fator F, é necessário relacionar o coeficiente de absorção de energia por massa do material $\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{meio}$ de dois meios materiais, utilizando a seguinte equação:

$$F = \frac{\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{meio}}{\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{ar}}$$
(3.12)

Onde F é o fator de Roentgen-Rad. Os valores de $\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{meio}$ podem ser obtidos multiplicando o coeficiente de transferência de energia por massa $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{meio}$ pela fração da energia das partículas secundárias carregadas (1 - g), sendo g a fração da energia perdida pelas referidas partículas [39]. O Cálculo é feito por meio da equação 3.13:

$$\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{meio} = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{meio} \cdot (1-g) \tag{3.13}$$

3.3.9 – Dose em profundidade

A variação da dose com a profundidade do tecido pode ser expressa em temos de percentual, tomando como referência o valor de maior dose absorvida no tecido ao longo do eixo central do feixe, ou seja, a dose na profundidade onde se inicia o equilíbrio eletrônico. Portanto, a dose em profundidade depende da distância entre a fonte de radiação e a superfície do material alvo, bem como do tamanho do campo de radiação [45]. Quando há variação da distância entre a fonte e a superfície, ocorre a variação do perfil de dose com o inverso do quadrado dessa distância. Quando há variação do tamanho de campo de radiação, haverá variação do espalhamento, o qual contribuirá para a variação da dose absorvida. Portanto, considerando o tamanho do

campo de radiação e a distância entre a fonte e superfície do material alvo, é possível calcular o percentual de dose em profundidade (*PDP*) da seguinte forma:

$$PDP = \frac{Dose na profundidade de interesse}{Dose máxima}$$
(3.14)

Tanto a dose na profundidade de interesse, quanto a dose máxima, devem ser medidas em um ponto do material por onde passa o eixo central do feixe de radiação.

3.3.10 – Distribuição de dose

A distribuição de dose se refere a valores de dose em pontos circunvizinhos e interiores ao volume irradiado. Na radioterapia, uma análise detalhada da distribuição de dose permite extrair conclusões no que se refere à preservação de tecidos sadios adjacentes ao volume alvo. Assim é importante fazer com que a dose prescrita pelo médico se concentre no volume alvo, de forma que o tecido sadio não receba uma dose comprometedora.

3.4 – Detectores de radiação

Os detectores de radiação podem ser classificados em elétricos (semicondutores ou a gás confinado sob tensão), químicos (filmes), térmicos (sólidos ou líquidos), luminescentes (cristal ou líquidos) ou termoluminescentes (cristal). Os detectores mais utilizados são os elétricos, pois são fáceis de serem operados e não exigem equipamentos adicionais caros para leitura de respostas. Seu princípio de funcionamento se baseia na ionização de um gás. Além disso, esse tipo de detector apresenta as respostas de forma instantânea, ou seja, no momento da irradiação.

Os detectores a gás funcionam a partir da ionização do gás pela radiação incidente. Os íons produzidos pela radiação ionizante são coletados pelos eletrodos, localizados no interior da câmara de gás, os quais são submetidos a uma diferença de potencial. Com isso, é possível registrar os sinais em forma de pulsos ou corrente elétrica. A figura 3.8 representa de forma esquemática o funcionamento desse tipo de detector [46]:



Figura 3. 8 – Esquema de um detector a gás.

O sinal elétrico correspondente à detecção de íons e elétrons depende da diferença de potencial - DDP aplicada ao detector. Essa DDP pode assumir valores em três intervalos distintos:

1) DDP insuficiente para coletar todos os íons primários;

2) DDP suficiente para coletar todos os íons primários;

 3) DDP suficiente para coletar todos os íons primários e induzir a produção de íons secundários.

No primeiro, o sinal elétrico não é proporcional à energia de radiação incidente.

No segundo, o sinal elétrico é proporcional à energia de radiação incidente, e possibilita a distinção entre os sinais produzidos pelas radiações $\alpha \ e \ \beta$. Neste intervalo são operadas as câmaras de ionização.

No terceiro, o sinal elétrico pode ser proporcional à energia da radiação incidente, quando os íons secundários são gerados de forma moderada, possibilitando a distinção entre os sinais produzidos pelas radiações $\alpha e \beta$. Neste intervalo de valores, operam os detectores proporcionais.

Quando a DDP assume valores suficientes para atrair todos os íons primários gerados pela radiação, porém demasiadamente altos, estes podem gerar íons secundários de forma exponencial, como uma avalanche de íons, fazendo com que o sinal elétrico gerado não seja mais proporcional à energia da radiação incidente, sendo impossível distinguir o tipo de radiação incidente. Neste intervalo de valores operam os detectores Geiger-Müller.

3.5 – Dosímetros para a radiação ionizante

Um dosímetro para a radiação ionizante é um dispositivo, no qual ocorre um fenômeno físico quando este é exposto a este tipo de radiação. Se existe uma relação bem estabelecida entre a intensidade do fenômeno físico e a quantidade de energia da radiação absorvida por massa do dispositivo, este pode ser utilizado para dosar esta energia, ou seja, ele pode ser utilizado como dosímetro, desde que esteja corretamente calibrado. Denomina-se sistema de dosimetria o conjunto de dosímetros e equipamentos capazes de quantificar o fenômeno físico induzido pela radiação ionizante. O resultado de uma medição é o valor de uma grandeza dosimétrica expressa como um valor numérico associado a sua unidade. Existem vários tipos de dosímetros de radiação, nem todos os dosímetros satisfazem as características necessárias para a aplicação pretendida. Assim, torna-se necessário escolher aquele dosímetro que seja mais apropriado, levando em conta as exigências da situação de medição. Dentre os tipos de dosímetros existentes no mercado, alguns dos mais utilizados são a câmara de ionização, o filme radiográfico, o filme radiocrômico, o dosímetro luminescente (TLD) e os semicondutores (diodo) [47].

3.6 – Dosimetria termoluminescente

O fenômeno da termoluminescência foi descrito pela primeira vez em 28 de outubro de 1663 pelo pesquisador, fundador da química moderna, Robert Boyle [48]. Em 1895, quando Roentgen descobriu os raios-X, dois cientistas, Wiedemann e Schmidt utilizaram esse fenômeno para a detecção desse tipo de radiação [49]. Em 1950, Daniels iniciou estudos de um material termoluminescente composto por Fluoreto de Lítio [48]. Em 1968, Cameron, Suntharalingam e Kenney publicaram um livro sobre o processo termoluminescente considerando os aspectos práticos desse fenômeno [50]. Atualmente, a dosimetria termoluminescente é uma técnica bem sucedida na detecção de radiação ionizante. Os materiais termoluminescentes são comercializados e estão disponíveis no mercado. Uma das vantagens em utilizar a dosimetria termoluminescente para detectar a radiação ionizante está na possibilidade de escolher o dosímetro mais adequado para a aplicação em questão, estes podem ser muito sensíveis, apresentar formatos variados e tamanhos muito pequenos. Além disso, podem possuir um material equivalente ao tecido humano, no que se refere ao espalhamento e absorção da radiação, imprescindível na dosimetria para radioterapia.

3.6.1 – Termoluminescência

Este fenômeno ocorre quando há emissão de luz após excitação de um meio material por calor. É um tipo de fenômeno de luminescência, entre os quais podem ser citados a fluorescência, quando a emissão de luz ocorre espontaneamente, e a fosforescência, quando é necessário aplicar uma energia para que a emissão de luz seja observada. A termoluminescência é um fenômeno no qual um determinado material, previamente excitado, emite luz após aplicação de energia térmica. Portanto é considerado como um fenômeno de luminescência e ocorre por fosforescência, conforme mostrado na figura 3.9:



Figura 3. 9 – Ilustração esquemática do fenômeno de Luminescência [51].

Após ser excitado pela radiação ionizante, passando do estado fundamental (f) ao estado excitado (e), o sistema decai espontaneamente para um estado metaestável (m), sem emissão de luz visível. Quando uma energia, E, é fornecida ao sistema, este retorna ao estado excitado (e), logo após, ocorre uma transição de (e) para (f) com a emissão de luz visível, correspondente à energia de excitação provocada pela radiação [51].

Diferentemente da fosforescência, no fenômeno da fluorescência, não existe um estado intermediário metaestável (m), portanto, o retorno ao estado fundamental (f) ocorre espontaneamente sem a necessidade de fornecer energia. A emissão de luz ocorre em menos de 100 ns após a excitação da radiação [51].

3.6.2 – Modelos de emissão termoluminescente

O fenômeno da termoluminescência pode ser explicado utilizando um modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. De acordo com essa teoria, os materiais cristais termoluminescente possuem bandas de valência repletas de elétrons, e bandas de condução vazias. Entre essas bandas existe uma banda proibida, cujo estado energético não permite elétrons [48].

A termoluminescência pode ser dividida em duas etapas distintas:

1) O material TL é irradiado, passando para um estado instável, seguido pela transição espontânea ao estado metaestável.

 No estado metaestável, o material é aquecido estimulando a transição para o estado instável, seguido pela transição espontânea ao estado fundamental com a liberação de energia em forma de luz.

De acordo com a teoria de bandas, essas etapas podem ser explicadas da seguinte forma:

1) Após irradiação do material TL, os elétrons da banda de valência passam para a banda de condução, onde permanecem livres para a movimentação até caírem nas armadilhas, situadas acima do nível de energia de Fermi, na banda proibida. Os "buracos", deixados pelos elétrons, também entram em movimento na banda de valência até caírem nas armadilhas, situadas abaixo do nível de energia de Fermi, na banda proibida. Essas armadilhas são criadas na rede cristalina após a injeção de dopantes e são as responsáveis pela criação do nível metaestável de energia, onde permanecerão os elétrons e buracos até a próxima etapa.

2) Em regra, os elétrons ocupam armadilhas mais rasas que as dos buracos. Quando é aquecido e a energia térmica for suficiente para que os elétrons escapem das armadilhas, estes passam pela banda de condução e recombinam-se com os buracos, ainda armadilhados, emitindo luz.

Para que todos os elétrons, buracos e armadilhas retornem aos seus estados iniciais é necessário aquecer o cristal termoluminescente a uma temperatura superior à utilizada no procedimento leitura. Assim, o cristal termoluminescente pode voltar ao seu estado original [48]. A representação esquemática do modelo de emissão termoluminescente pode ser visualizada na figura 3.10 adaptada de BOS [52].

38



Figura 3. 10 – Representação esquemática do modelo de emissão termoluminescente: (a) geração de elétrons e buracos devido à incidência de radiação;
(b) aprisionamento de elétrons e buracos; (c) liberação de elétrons com energia térmica;
(d) recombinação e emissão de luz; (T) armadilha de elétrons; (R) armadilha de buracas e centro de recombinação.

O Modelo de Randall e Wilkins explica basicamente a forma da curva de emissão termoluminescente baseando-se na distribuição de Boltzmann, que considera a armadilha como um poço de potencial. Neste modelo, a carga elétrica armadilhada a uma profundidade E e a uma temperatura absoluta T, tem uma probabilidade proporcional a exp (-E/kT) de escapar da armadilha cada vez que encontrar suas paredes [48].

A intensidade da luz emitida numa temperatura T, $I(T_0,T)$, é proporcional ao número de cargas elétricas armadilhadas e pode ser calculada pela equação 3.19 [48].

$$I(T_0, T) = n(T_0) s e^{-E/kT} e^{-\int_{T_0}^{J} \frac{s}{\beta} e^{-E/kT'} dT'}$$
(3.15)

Onde $n(T_0)$ é o número de cargas armadilhadas na temperatura inicial, s o número de tentativas de escape por unidade de tempo e $_{\beta}$ a taxa de aquecimento.

3.6.3 - Curva de emissão termoluminescente

A curva de emissão termoluminescente é um gráfico que representa a intensidade da luz emitida pelo material TL em função do tempo ou temperatura de aquecimento [50]. Dependendo do número de armadilhas e suas profundidades, essa curva pode apresentar vários picos de emissão. A resposta TL é considerada como a

integral da área sob a curva. Geralmente, os picos mais estáveis são utilizados para os cálculos das respostas TL. A curva de emissão TL do TLD-100 pode ser representada pela figura 3.11.



Figura 3. 11 – Curva de emissão TL do TLD-100 [53].

As meias vidas de alguns picos de emissão do TLD-100, observados após irradiação na temperatura ambiente podem ser visualizadas na tabela (3.3) abaixo:

Tabela 3. 3 –	- Meias vic	las de alguns	s picos de em	issão do TL	D-100 a 20 °	C [50].
---------------	-------------	---------------	---------------	-------------	--------------	---------

PICO	MEIA VIDA
1	5 minutos
2	10 horas
3	0,5 ano
4	7 anos
5	80 anos

De acordo com DA ROSA [48], os picos 1, 2, 3, 4 e 5, podem surgir quando os dosímetros TL são aquecidos até as temperaturas aproximadas de 70, 130, 170, 200 e 225 °C respectivamente. Além disso, DA ROSA [48] apresenta um sexto pico, cuja meia vida é não é informada pelo autor, podendo surgir com o aquecimento do dosímetro TL até a temperatura aproximada de 270 °C.

3.7.4 – Dosímetro termoluminescente

Para que um material termoluminescente seja considerado um dosímetro, este deverá reunir algumas das características apresentadas abaixo [48], [50]:

- Ser eficiente na emissão de luz associado com o processo de recombinação;
- Possuir uma alta concentração de armadilhas e elétrons;
- Apresentar respostas lineares para um amplo intervalo de dose de radiação aplicada;
- Apresentar respostas com pouca influência da energia dos fótons incidentes;
- Possuir alta sensibilidade a doses de radiação aplicada;
- Apresentar respostas estáveis para diferentes condições climáticas;
- Ser reprodutível;
- Sofrer pouca influência da luz;
- Apresentar uma curva de emissão simples com picos bem definidos;

É praticamente impossível encontrar um material que reúna todas estas características. Contudo existem aqueles que possuem as características termoluminescentes necessárias para cada aplicação. Neste caso, basta analisar as vantagens e desvantagens oferecidas pelo material TL e escolher aquele que for mais adequado à aplicação que se pretende.

Os dosímetros TL podem ser encontrados em formas e composições variadas, como mostrado na figura 3.12.



Figura 3. 12 – Dosímetros termoluminescentes sob diferentes formas e dimensões. Adaptada [48].

Dentre os principais dosímetros TL, pode-se citar: LiF:Mg,Ti; CaF₂:Dy; CaSO₄:Dy; CaF₂:Mn; LiF:Mg,P,Cu; e Li₂B₄O₇:Mn. O dosímetro no formato de chip composto por fluoreto de lítio, geralmente é o mais utilizada para aplicações de dosimetria, pois é fácil de ser manipulado e apresenta as características dosimétricas interessantes.

3.6.5 – Fluoreto de lítio como dosímetro termoluminescente

O fluoreto de lítio teve suas características termoluminscente estudada por DANIELS et al. [54]. Este cristal apresentou propriedades termoluminscentes insatisfatória na sua forma pura. Assim foi necessário introduzir impurezas para obter um efeito termoluminscente com maior qualidade. A partir disso, a empresa *Harshaw Chemical Company* em colaboração com Cameron desenvolveu o dosímetro denominado TLD-100, este dosímetro TL composto por fluoreto de lítio e dopado com magnésio e titânio (LiF: Mg, Ti) é um dos mais utilizados na área de dosimetria termoluminescente, pois possui um número atômico efetivo (Z=8,2) próximo ao do tecido mole do corpo humano (7< Z < 7,5). Logo, pode ser considerado como um material equivalente. Além disso, apresenta um desvanecimento de 5% ao ano e respostas lineares para um intervalo de doses entre 0,0001 Gy a 1 Gy [48]. Na prática é possível alcançar uma precisão melhor que ±5% em medidas feitas com o TLD-100, assim seu uso é bastante recomendado em dosimetria para aplicações médicas [55].

Além do TLD-100, que contém lítio na sua razão isotópica natural, a *Harshaw* desenvolveu outros dosímetros que apresentam proporções isotópicas diferentes de ⁶Li e ⁷Li, a exemplo do TLD-600 e do TLD-700, sendo que o primeiro é mais eficiente para a detecção de neutros, uma vez que possui alta concentração de ⁶Li (apresenta alta secção de choque para nêutrons) e o segundo é mais eficiente para a detecção de fótons, uma vez que possui baixa concentração de ⁶Li (apresenta baixa secção de choque para nêutrons). A tabela abaixo apresenta algumas propriedades da formulação TLD-100 do LiF:Mg, Ti, Adaptado de MACKINLAY [56].

PROPRIEDADES	TLD-100
⁶ Li (percentual de constituição isotópica)	7,4
⁷ Li (percentual de constituição isotópica)	92,6
Elementos ativadores	Mg, Ti
Número atômico efetivo (z)	8,2
Densidade (g/cm ³)	2,64
Máximo de comprimento de onda da luz emitida (nm)	400
Intervalo de dose útil (Gy)	0,05 a 1000
Decaimento térmico do pico principal à temperatura ambiente (20°C)	<10% ao ano
	400°C/1h
Tratamento térmico pré-irradiação	seguido por
	100°/2h
Tempo mínimo decorrente entre a irradiação e a leitura	24h
Tratamento térmico pré-leitura	100°/15 min

Tabela 3. 4 – Propriedades da formulação do TLD-100 do LiF:Mg, Ti [56].

3.6.6 - Características dosimétricas

3.6.6.1 – Sensibilidade

De acordo com BUSUOLI [49], o histórico do tratamento térmico dos dosímetros TL, sobretudo, a taxa de aquecimento e resfriamento, principalmente durante o procedimento de leitura, pode provocar influências na sensibilidade de cada dosímetro. Assim é essencial manter os mesmos programas de tratamento térmico para cada procedimento (antes da irradiação, antes e durante a leitura). A sensibilidade de dosímetros TL à irradiação aplicada também pode variar de acordo com a composição química deste [57]. Em regra, o TLD-100 começa a perder sua sensibilidade após acumular doses absorvidas em torno de 100 Gy. A forma como esses dosímetros são manipulados também é um fator determinante na variação da sua sensibilidade, pois a contaminação ou danos físicos aos dosímetros TL certamente provocará uma diminuição da sensibilidade.

3.6.6.2 – Reprodutibilidade

Verificar a reprodutibilidade de um dosímetro TL é analisar a variação da sua resposta quando este dosímetro for irradiado repetidas vezes sob mesmas condições. A reprodutibilidade deve ser estudada a fim de garantir uma melhor precisão das medidas, pois conhecendo a reprodutibilidade, podemos descartar aqueles dosímetros considerados não reprodutíveis. Para uma determinada dose, a reprodutibilidade pode ser obtida calculando a incerteza da média de várias respostas de um mesmo dosímetro, obtidas sob mesmas condições de irradiação e leitura. A dose aplicada, o sistema, e condições de leitura são fatores que influenciam na reprodutibilidade das respostas dos dosímetros TL [49].

3.6.6.3 – Relação da resposta dos dosímetros termoluminescentes com a dose absorvida

A relação da resposta TL com a dose para o TLD-100 apresenta três intervalos com características peculiares. As regiões de linearidade, supralinearidade e saturação [48].

No primeiro intervalo, onde as doses aplicadas são mais baixas (menores que 1 Gy), as respostas são proporcionais às doses aplicadas, denominando-se região de resposta linear. No segundo intervalo, denominado região supralinear, onde as doses aplicadas são intermediarias (superiores a 1 Gy e inferiores a 1000 Gy) as respostas apresentadas extrapolarão o comportamento linear e serão apresentadas em valores superiores aos esperados, contudo podem ser utilizadas normalmente se devidamente corrigidas. No terceiro intervalo, denominado região de saturação, onde as doses aplicadas são muito elevadas (superiores a 1000 Gy), a resposta TL não apresentará uma relação bem definida coma a dose de irradiação. Assim, a região de saturação não pode ser utilizada na dosimetria das radiações ionizantes.

3.6.6.4 - Desvanecimento

Entende-se por desvanecimento a liberação de luz por parte do dosímetro TL em decorrência da liberação espontânea dos portadores de cargas de suas armadilhas e consequentes recombinações de elétrons e buracos. O aumento da temperatura é a principal causa de desvanecimento de um dosímetro TL, uma vez que, fornece energia térmica que possibilita a liberação dos elétrons de suas respectivas armadilhas. No

entanto fatores como exposição à umidade e luz também podem influenciar no desvanecimento [48]. As armadilhas mais rasas sofrem desvanecimento com mais facilidade que as profundas, pois apresentam uma probabilidade de transição vibracional elevada. Por isso, recomenda-se tratar termicamente os dosímetros antes do procedimento de leitura, uma vez que, dessa forma, as armadilhas rasas são esvaziadas a fim de facilitar a interpretação da curva de emissão. Assim, os picos 1, 2 e 3 (provenientes de armadilhas rasas), são eliminados, permanecendo apenas os picos 4 e 5 (provenientes de armadilhas profundas).

3.6.6.5 – Dependência energética

A dependência energética, característica de todo material termoluminescente, pode ser definida como a razão entre a energia absorvida pelo material termoluminescente e a energia absorvida por materiais de referência (ar ou tecido humano), quando ambos são submetidos às mesmas condições de irradiação. O efeito fotoelétrico é o tipo de interação que mais influência na dependência energética. Além disso, a distribuição espectral do feixe também pode provocar discrepâncias [48]. É possível calcular um fator de correção para a dependência energética quando um mesmo grupo de dosímetros é submetido a feixes de radiação diferentes sob as mesmas condições. Para isso, é necessário calcular a razão das médias das respostas para as duas irradiações.

3.7 – Tratamento térmico

As alturas absolutas e relativas dos picos de emissão termoluminescentes podem ser modificadas de acordo com o tratamento térmico aplicado antes da irradiação [28]. Isso ocorre devido às alterações, provocadas pelo aquecimento, no número de armadilhas e sua distribuição. Além disso, a eficiência na conversão de elétrons armadilhados em fótons também pode ser alterada [50].

Antes da irradiação, os dosímetros TL são submetidos a um tratamento térmico a uma temperatura elevada, capaz de liberar os elétrons responsáveis pelos picos localizados a temperaturas mais elevadas. Após serem irradiados e antes da sua leitura, os dosímetros TL são submetidos a um tratamento térmico a menor temperatura com o objetivo de eliminar os picos instáveis, de forma que estes não apareçam no processo de leitura. Durante o procedimento de leitura, os dosímetros TL são submetidos a um tratamento térmico capaz de eliminar os picos mais estáveis a fim de obter as respostas TL. Assim, existem três tipos de tratamento térmico: um realizado antes de irradiar os dosímetros (tratamento térmico pré-irradiação), outro realizado antes de submeter os dosímetros à leitura (tratamento térmico pré-leitura) e o terceiro realizado durante o procedimento de leitura para a obtenção dos dados. Geralmente, a metodologia para esses tipos de tratamento térmico são indicadas pelo próprio fabricante dos dosímetros TL.

3.8 – Incertezas

Em dosimetria, as incertezas associadas às respectivas medidas podem ser expressas em termos de exatidão e precisão [47].

A precisão está associada com a variação do desvio padrão na distribuição dos resultados das medições. Pode ser estimada a partir de dados obtidos em medições repetidas e serve para especificar reprodutibilidade de medições em condições similares.

A acurácia ou exatidão de uma medição está relacionada com a aproximação do valor medido ao valor verdadeiro, cuja diferença é definida como erro de medida. Assim, para uma determinada medida, quanto maior for a acurácia, menor será o erro de medida.

No que concerne a erros de medidas, pode-se citar três tipos: grosseiros, sistemáticos e aleatórios [58].

Erros grosseiros: ocorrem devido à falta de atenção e falhas do mensurador. A leitura errada de escalas e a utilização de instrumentos ou equipamentos inadequados para a medição podem ser considerados como erros grosseiros.

Erros sistemáticos: provêm de um efeito reconhecido, capaz de influenciar o resultado de uma medição. A má calibração de uma balança que acrescenta sistematicamente sempre a mesma quantidade nas medições de uma determinada massa pode ser considerado como um erro sistemático. Esse tipo de erro pode ser corrigido e compensado.

Erros aleatórios: provêm de fatores não controlados na realização de uma medição, os quais causam, ao acaso, acréscimos e decréscimos no valor obtido.

Os erros grosseiros devem ser totalmente evitados, os sistemáticos devem ser evitados ou compensados e os aleatórios devem ser avaliados corretamente, uma vez que não podem ser totalmente evitados.

3.8.1 – Incerteza do sistema TL

De acordo com YOSHIMURA [59], a incerteza dos resultados no procedimento de leitura pode ter várias origens, dentre as quais se podem citar:

Pequenas variações na taxa de aquecimento durante o procedimento de leitura, as quais modificam a curva de emissão TL;

Variações na contagem de fótons pelo leitor, que podem ocorrer devido aos caminhos diferentes seguidos pela luz TL entre o TLD e o fotocatodo da multiplicadora;

Variações imensuráveis no valor da alta tensão.

Além disso, a variação de sensibilidade relativa entre os dosímetros, devido a não uniformidade do tratamento térmico, também pode ser considerada como uma fonte de incerteza.

3.8.2 – Incerteza padrão

O resultado de qualquer medida não pode ser absolutamente exato, sempre gera algum tipo de incerteza. Um parâmetro que descreve a dispersão de uma quantidade de valores medidos pode ser avaliado por dois métodos: Incerteza padrão tipo A e Incerteza padrão tipo B [47].

3.8.2.1 – Tipo A

Se uma medição de uma grandeza dosimétrica x é repetida N vezes, então a melhor estimativa para o valor de x é a média aritmética dos valores de todas as N medidas de x (\bar{x}):

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} x_i \tag{3.16}$$

O desvio padrão, σ_x , de medidas referentes aos valores de x_i pode ser calculado utilizando a seguinte expressão:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} (x_i - \bar{x})^2}$$
(3.17)

O desvio padrão médio, $\sigma_{\bar{x}}$, caracteriza a incerteza de uma grandeza de medidas e é dado por:

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{\sigma_x}{\sqrt{N}} \tag{3.18}$$

A incerteza padrão do tipo A é obtida por meio de uma análise estatística de repetidas medidas e pode ser reduzida ao aumentar o número dessas medidas.

3.8.2.2 - Tipo B

Esse tipo de incerteza não pode ser estimado por meio de uma análise estatística de dados. Para estimar a incerteza padrão do tipo B, é necessário analisar as influências no processo de medição, aplicar fatores de correção, ou utilizar dados físicos indicados pela literatura, conforme exemplo da tabela (3.5) abaixo, a qual fornece dados de incertezas relativas para estimar a dose absorvida na água devido a feixes de fótons de alta energia.

Tabela 3. 5 – Incertezas	relativas para	estimar a	dose	absorvida	na água	devido	a feixes
de fótons de alta energia	[60].						

LABORATÓRIO PADRÃO	μ(%)
N _{D,W} : Calibração do secundário no PSDL	0,5
Estabilidade ao longo prazo do padrão secundário	0,1
Calibração do dosímetro do usuário	0,4
FEIXE DE FÓTONS DE ALTA ENERGIA DO USUÁRIO	μ(%)
Estabilidade ao longo prazo do dosímetro do usuário	0,3
Estabelecimento das condições de referência	0,4
Leitura do dosímetro referente à monitoração do feixe	0,6
Correção para as grandezas de influência	0,4
Correção para a qualidade do feixe	1,0
INCERTEZA PADRÃO COMBINADA	1,5

A incerteza padrão do tipo B pode ter uma probabilidade de distribuição na forma de uma gaussiana, no caso de uma distribuição normal dos valores; retangular, caso haja uma probabilidade igual na distribuição de valores, em qualquer ponto, dentro dos limites estabelecidos; triangular, se os valores próximos aos limites do intervalo forem menores que os valores próximos ao centro. O intervalo, entre os limites estabelecidos, representa a incerteza, cuja variação provém somente da grandeza em questão.

3.8.3 – Incerteza combinada

A equação abaixo determina uma resposta dosimétrica corrigida, R_p , em um ponto P:

$$R_p = L \prod_{i=1}^n F_i \tag{3.19}$$

Onde L é a resposta da leitura fornecida por um sistema dosimétrico e, F_i , o fator de correção.

A incerteza combinada (μ_c) relaciona-se com as incertezas do tipo A (μ_A) e tipo B (μ_B) da seguinte forma:

$$\mu_c = \sqrt{\mu_A^2 + {\mu_B}^2} \tag{3.20}$$

3.8.4 – Incerteza expandida.

3.8.4.1 – Análise de muitos dados.

Para obter a incerteza expandida (μ_{ex}) é necessário multiplicar a incerteza combinada por um fator de correção [47].

$$\mu_{ex} = k\mu_c \tag{3.21}$$

Para um conjunto de dados que segue a distribuição normal, podemos optar por um intervalo de confiança de aproximadamente 68,3 % para k = 1, 95,5% para k = 2 e 99,5% para k = 3. Isso se a quantidade de dados analisada for satisfatória.



Figura 3. 13 – Normal.

3.8.4.2 – Análise de poucos dados

Considerando as definições para o cálculo de incerteza apresentada no item 3.8.2, podemos chegar à seguinte expressão:

$$(N-1)\frac{\sigma_x^2}{\sigma_{\overline{x}}^2} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{\sigma_{\overline{x}}^2}$$

Considerando o termo $(N-1)\frac{\sigma_x^2}{\sigma_x^2} = \chi^2$, temos a definição do teste de significância χ^2 (*chi-quadrado*) dado pela seguinte expressão:

$$\chi^{2} = \frac{\sum_{i=1}^{N} (x_{i} - \bar{x})^{2}}{\sigma_{\bar{x}}^{2}}$$
(3.22)

Como há um vinculo entre os vários x_i e \bar{x} , então podemos afirmar que o termo $(N-1)\frac{\sigma_x^2}{\sigma_{\bar{x}}^2}$ apresenta (N-1) graus de liberdade. Assim, podemos definir um valor do fator de abrangência k a partir da seguinte expressão [61]:

$$P_{N-1}(k) = \int_0^\infty F(\sigma_{\bar{x}}) \int_{\bar{x}+k\sigma_{\bar{x}}}^{\bar{x}+k\sigma_{\bar{x}}} F(\sigma_{\bar{x}}) \mathrm{d}\bar{x} \mathrm{d}\sigma_{\bar{x}}$$
(3.23)

A tabela (3.6) abaixo apresenta valores de fatores de abrangência k para uma determinada quantidade de dados, considerando diversos valores de N, $P_{N-1}(k) = 68,3\%$ e $P_{N-1}(k) = 95,5\%$.

	Número de dados (N)						
$P_{N-1}(k)(\%)$	2	3	4	5	10	20	∞
68,3	1,84	1,32	1,2	1,14	1,06	1,03	1
95,5	14,0	4,53	3,31	2,87	2,32	2,14	2

Tabela 3.6 – fatores de abrangência k [61].

Recomenda-se também a utilização da tabela t de Student após cálculo do grau de liberdade efetivo da incerteza combinada:

$$v_{eff} = \frac{\mu_c^4}{\sum_{i=1}^n \frac{\mu_c^4}{v_i}}$$
(3.24)

Onde v_{eff} é o grau de liberdade efetivo, μ_c a incerteza combinada e v_i , o grau de liberdade que varia de acordo com o tipo de incertezas.

Para as incertezas do tipo A, o grau de liberdade, v_i , segue a equação abaixo:

$$v_i = n - 1 \tag{3.25}$$

Para obter o grau de liberdade (v_i) na avaliação de incertezas do tipo B, cuja distribuição de dados foi caracterizado como uma normal, é necessário considerar a

razão entre a resolução e o fator de abrangência declarado no certificado de calibração do instrumento ou informações obtidas de resultados de medições similares anteriores.

Os resultados de uma medição, em um ponto, de uma resposta corrigida R_{P_2} podem ser expressos da seguinte forma:

$$R_P \pm \mu_{ex} \tag{3.26}$$

3.8.5 – Incerteza propagada

Considerando uma medição indireta como sendo uma função D, cujas variáveis (a,b,c, ...) são completamente independentes entre si, apresentando suas respectivas incertezas ($\sigma_a, \sigma_b, \sigma_c \dots \sigma_n$), podemos representar a incerteza dessa função por propagação conforme equação abaixo [61]:

$$\sigma_D = \sqrt{\left(\frac{\partial D}{\partial R}\sigma_R\right)^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial a}\sigma_a\right)^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial b}\sigma_b\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial D}{\partial n}\sigma_n\right)^2}$$
(3.27)

O resultado da medida pode ser expresso da seguinte forma:

$$D \pm \sigma_D \tag{3.28}$$

3.9 – Câncer de mama

Denomina-se câncer o crescimento e espalhamento desordenado de células anormais, podendo acontecer em quase todos os órgãos e tecidos do corpo humano. No processo de espalhamento, o câncer pode invadir tecidos ou órgãos adjacentes. Este processo é conhecido como metástases, principal causa de morte devido ao câncer.

Cada órgão pode ser afetado por tumores malignos diferentes, com menor ou maior grau de agressividade. Dentre esses órgãos, pode-se citar a mama, sendo o câncer de mama o mais frequente entre as mulheres de todo o mundo [62].

O Câncer de mama, demonstrado na figura 3.14, é um tumor maligno. Assim como qualquer tipo de câncer, pode ter causas externas (ser adquirido) ou internas (ser hereditário) [63]. Esse tipo de câncer aflora na glândula mamária e geralmente provém dos ductos (canais que ligam a glândula ao mamilo) ou dos lóbulos (partes da mama que secretam o leite). Na fase inicial, o câncer de mama é denominado carcinoma não invasivo, pois ainda não é capaz de infiltrar através da membrana basal, a que separa os ductos e lóbulos dos tecidos adjacentes. Quando isso acontece, na fase de progressão, são denominados carcinomas invasivos, os quais podem crescer e infiltrar na pele e músculos peitorais. Além disso, podem ser espalhados por meio do sistema linfático da

mama para as axilas, aumentando a probabilidade da proliferação através da circulação sanguínea para os pulmões, cérebro, ossos, etc. Assim, acontece a metástase e consequentemente a morte [64].



Figura 3. 14 - Mama com carcinoma invasivo: (A) ducto; (B) lóbulos; (C) secção dilatada do ducto; (D) mamilos; (F) músculo; (G) parede torácica; (H) célula normal; (I) carcinoma invasivo; (J) membrana basal **[65]**.

Os sintomas clínicos visíveis que indicam a presença do câncer de mama podem surgir como alterações na pele que recobre a mama, abaulamentos ou retrações, inclusive no mamilo, e secreções. O sintoma palpável pode surgir a partir da detecção de um nódulo (caroço) no seio, acompanhado ou não de dor mamária e até mesmo na axila [63].

A detecção precoce do câncer de mama contribui de forma significativa para um tratamento eficaz, na fase inicial da enfermidade. O melhor exame para detectar o câncer de mama precocemente ainda é a mamografía. Os raios-X, produzidos pelo mamógrafo, podem detectar alterações na mama, como nódulos, cistos e microcalcificação. De acordo com o FDA- *Food and Drug Administration* [66], órgão americano de vigilância sanitária, a mamografía pode detectar um câncer de mama até dois anos antes de ser possível de palpá-lo.

3.10 - Teleterapia no combate ao câncer

A Teleterapia é uma técnica de tratamento utilizada no combate ao câncer que faz uso de fontes de radiação externa, provenientes de isótopos radioativos, ou geradas por equipamentos elétricos. A distância da fonte de radiação até a superfície irradiada pode variar de 1 a 100 cm. Esta técnica constitui a radioterapia e dependendo da

qualidade do feixe gerado pelo equipamento, se presta ao tratamento de vários tipos de lesão (superficiais, semiprofundas ou profundas), conforme os dispostos na tabela 3.7 [67].

Tratamento	Tipo de radiação	Energia	Aplicação
Contatoterapia	Raios X (superficial)	10 - 60 kV	Superficial
Roentgenterapia	Raios X (ortovoltagem)	100 - 300 kV	Semi-profunda
Cobaltoterapia	Raios gama	1,25 MeV	Profunda
Acelerador linear	Raios X de alta energia	1,5 - 40 MV	Profunda
	e elétrons*		
Isótopos	Raios gama e/ou beta	Variável conforme o	Braquiterapia
radioativos		isótopo utilizado	

Tabela 3. 7 – Tratamento de lesões com radiação ionizante [67].

* Os feixes de elétrons, na dependência de sua energia, podem ser utilizados também na terapia superficial.

A faixa de energia mais utilizada para tratamentos de câncer é da ordem de MeV. Inicialmente, esse procedimento era realizado somente em unidades de cobalto-60. Com o desenvolvimento dos aceleradores lineares, hoje é possível obter feixes de radiação mais penetrantes com menor penumbra nas bordas, maior taxa de dose e energia adequada para cada tipo de tratamento. Os dois aparelhos podem funcionar com rotação de 180° do cabeçote, em torno do paciente, durante o tratamento. Estes aparelhos devem ser colocados em salas especiais que atendam as exigências de proteção radiológica [41] e devem ser operados externamente. Um circuito interno de TV permite a monitoração do paciente durante todo o tratamento. A comparação de dose absorvida em profundidade na água dos feixes de radiação provenientes dos aparelhos supramencionados, considerando diferentes condições de irradiação e distâncias entre a fonte e a superfície da água (SSD), está demonstrada na figura 3.15.



Figura 3. 15 – Comparação de dose absorvida em profundidade na água para diferentes condições de irradiação e distâncias fonte-superfície (SSD) [3].

3.11 – Planejamento de tratamento de teleterapia.

O planejamento do tratamento de câncer por teleterapia é um conjunto de procedimentos que deve atender a dois objetivos:

- Localizar o volume onde se encontra o tumor a fim determinar o volumealvo a ser irradiado;
- 2) Quantificar de forma homogênea a dose prescrita no volume a ser tratado.

Esses objetivos devem ser alcançados por meio um planejamento adequado de forma que no procedimento de irradiação, as estruturas sadias adjacentes ao tumor sejam preservadas recebendo a menor dose possível.

Um sistema de planejamento computadorizado é composto por uma unidade central de processamentos munido de software específico para tal procedimento, uma mesa digital para entrada de dados, uma impressora e um tomógrafo. Com a utilização desses equipamentos é possível traçar planos transversais, sagitais e coronais nas imagens geradas pela tomografia a fim de obter o contorno do volume alvo, onde se encontra o tumor a ser irradiado. Assim torna-se possível visualizar as estruturas internas adjacentes ao tumor, possibilitando um estudo da distribuição de dose com boa precisão.

Dentre os procedimentos de um planejamento computadorizado pode-se citar [14]:

- O cálculo das distribuições de dose para cada equipamento, energia e modalidade de tratamento;
- 2) O somatório de doses relativas provenientes de diferentes feixes;
- 3) O cálculo do tempo para uma determinada dose prescrita;
- 4) A precisão no fornecimento da distribuição de doses.
- 3.11.1 O planejamento de tratamento de câncer de mama por teleterapia

Geralmente, num tratamento de câncer de mama por teleterapia, a dose total prescrita pelo médico varia entre 45 e 50 Gy. Esse total é integrado por frações de dose, aplicadas durante 5 semanas. As frações de dose podem variar entre 180 e 200 cGy, a depender do tamanho da mama [68]. Entre o feixe de radiação e a mama, filtros são utilizados para minimizar excessos de dose em pontos de contorno da mama. O tratamento é realizado diariamente de forma a integrar o valor de dose fracionada até atingir o valor total de dose adequado, segundo o radioterapeuta, para combater o câncer. Na figura 3.16 encontra-se um isodoses de um plano de tratamento adequado para dose prescrita com total de 50 Gy [69].



Figura 3. 16 – Plano de tratamento adequado para dose prescrita com o total de 50 Gy [69].

Nos planejamentos de tratamento, as curvas de isodoses são representadas por um conjunto de pontos, em um plano, num determinado meio, e apresentam o mesmo valor de dose absorvida para um determinado feixe de radiação. Conforme ilustrado na figura 3.16, o planejamento para o tratamento do câncer de mama é realizado de forma a tratar toda a mama. É importante salientar que o câncer deve está localizado no interior da isodose cujo valor é igual ao da dose prescrita pelo médico. Em caso contrário o planejamento será classificado como inadequado [69]. Nota-se na ilustração 3.16 que as curvas de isodose com valores de dose inferiores ao prescrito envolvem parte do pulmão e mediastino. Além disso, é possível observar curvas de isodoses superiores à prescrita na região de contorno da mama, pois nesta região há menor concentração de massa capaz de atenuar a radiação ionizante.

3.12 – Técnica de dois campos para a teleterapia do câncer de mama

Na técnica de dois campos opostos, os campos de tratamento são projetados de acordo com o tamanho da parede torácica de cada paciente, sempre de forma a preservar o tecido pulmonar. Os limites do campo são determinados e marcados na pele do paciente. A configuração de irradiação pode ser visualizada na figura 3.17.



Figura 3.17 – Técnica de dois campos para tratamento de câncer de mama: A) campo medial tangente; B) campo lateral tangente. **[68]**.

3.12.1 – Em unidades de Cobalto-60.



Figura 3. 18 – Unidade de cobalto Theratron 780 C (adaptada de VIEGAS [30]).

A unidade de cobalto utiliza radiação proveniente do isótopo Cobalto 60, o qual pode ser produzido pelo bombardeamento do Cobalto 59 por nêutrons. O Cobalto 60 é encapsulado e colocado na cabeça do aparelho de telecobaltoterapia. Uma abertura controlada do obturador do cabeçote do equipamento permite a passagem da radiação até o paciente. Assim, são produzidos feixes de raios gamas com energias bem definidas (1.173 MeV e 1.332 MeV), os quais podem ser modificados por colimadores e filtros físicos em cunha de diferentes angulações (15°, 30°, 45° e 60°). O perfil de dose está representado na figura 3.19.



Figura 3. 19 - Perfil de dose do filtro em cunha. Adaptada [70].

O efeito Compton gera, devido ao feixe de ⁶⁰Co incidente sobre o paciente, um espectro de energias apresentando uma energia média inferior a 1 MeV [71]. Na figura
(3.20) é possível visualizar o espectro de radiação de um feixe de ⁶⁰Co a 5 cm de profundidade em água obtido por método Monte Carlo.



Figura 3. 20: Distribuição espectral em energia de um feixe de 60 Co a 5 cm de profundidade em água [71].

3.12.2 – Em aceleradores lineares

O acelerador linear, representado pela figura 3.21, é um equipamento eletroeletrônico que emite radiação produzida de forma artificial. Este aparelho utiliza ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar elétrons dentro de uma secção linear a fim de produzir radiação ionizante [72]. A interação desses elétrons com um alvo, geralmente de tungstênio, induz a produção de raios x. Quanto maior a energia do aparelho, maior será profundidade de penetração da radiação gerada, fótons e elétrons, nos tecidos irradiados. Um feixe de fótons produzidos por um acelerador linear com potência de 6 MV terá uma energia média efetiva de aproximadamente 2 MeV [71].



Figura 3. 21- Acelerador linear (adaptado de BATISTA [72]).

Nesse tipo de aparelho a exposição à irradiação é calculada em termos de unidades de monitor, pois os feixes de radiação ionizante são pulsados. Assim, por meio de câmeras de ionização acopladas o acelerador linear, a unidade monitor controla o tempo de incidência do feixe de radiação. Geralmente uma Unidade de Monitor (UM) é ajustada de modo a gerar 1 cGy em um simulador de água, na profundidade de dose máxima, para um campo com dimensões de 10 x 10 cm², a uma distância fonte superfície (DFS) de 100 cm. Quando a dose desejada for detectada pelas câmaras de ionização, automaticamente, encerra-se a incidência do feixe de radiação. O espectro de energia gerado por um acelerado linear de elétrons da Varian com potencial de 6 MV obtido por DARYOUSH e ROGERS [73] pode ser visualizado na figura 3.22.



Figura 3. 22 – Espectro de energia gerado por um acelerado linear de elétrons da Varian com potencial de 6 MV [73].

3.12.2.1 - Teleterapia com uso do filtro dinâmico

Nos aceleradores lineares atuais, o movimento de colimadores e o ajuste das taxas de dose são controlados, automaticamente, por um computador, sendo possível durante o tratamento a moldulação do feixe de radiação e a modificação do perfil de dose. Esse é o princípio de funcionamento do filtro dinâmico introduzido pela Varian nos anos 1990. O filtro dinâmico pode gerar distribuições de dose com o mesmo perfil do filtro físico em cunha, conforme ilustração da figura 3.23. Os ângulos nominais disponíveis são: 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°. Dentre as vantagens do filtro dinâmico com relação ao filtro físico em cunha pode-se citar:

- Programação remota;
- Diminuição do tempo de tratamento;
- Menor dose na periferia do campo;
- Menor dose de entrada na pele do paciente;
- Menor penumbra;
- Maior campo.

O funcionamento do filtro dinâmico se baseia na tabela de tratamento segmentada (*Segmented Treatment Table – STT*), cujos dados governa a posição dos colimadores em relação ao número de Unidades de Monitor executadas. Durante a execução, apenas um colimador entra em movimento. É possível fazer uso do filtro dinâmico para qualquer tamanho de campo inferior a 30 cm², seja ele simétrico ou não. O método de teleterapia com uso do filtro dinâmico é um caso especial da modulação dinâmica da intensidade de radiação [31].



Figura 3. 23 – Perfil de dose do filtro dinâmico. Adaptada [70].

3.12.2.2 – Teleterapia com compensação eletrônica utilizando o Colimador Multilâminas.

O uso do Tratamento com Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) no combate ao câncer de mama tem o objetivo de melhorar a homogeneidade de dose absorvida, bem como reduzir a dose absorvida pelo tecido sadio em comparação ao tratamento convencional. As técnicas de IMRT para irradiação da mama podem variar de acordo com a necessidade de tratamento [32]. Em uma dessas técnicas é possível selecionar o volume da mama a ser tratado e fazer com que a dose aplicada seja

distribuída uniformemente no órgão por meio de compensação eletrônica (*Eletronic Compensation* - ECOMP). Essa técnica é utilizada para corrigir a heterogeneidade de dose devido à variação do formato da superfície do órgão a ser tratado [32]. O filtro cunha, assim como o filtro dinâmico também foram desenvolvidos com esse objetivo, no entanto, a compensação eletrônica é capaz de melhorar a homogeneidade de dose em um plano com uma qualidade bem superior às outras técnicas.

A compensação eletrônica é realizada através do Colimador Multilâminas (*Multi Leaf Collimator* – MLC), enquanto os colimadores de filtro dinâmico permanecem estáticos moldando o tamanho de campo. O movimento e distribuição das lâminas, ilustrado na figura esquemática 3.24, também se baseiam na tabela de tratamento segmentada e gera perfis de dose com formatos variados de acordo com o formato do órgão irradiado.



Figura 3. 24 – Esquema do sistema multicolimador da Varian [74].

3.13 – Fantoma ou objeto simulador

Para fins de dosimetria, o objeto deve ser escolhido de tal forma que simule o órgão humano em estudo, sobretudo, no que se refere ao espalhamento e absorção da radiação. Neste caso, pode-se afirmar que o objeto simulador é equivalente ao tecido humano. De acordo com ROSA [48], esse conceito está intimamente ligado ao número atômico efetivo do material.

A água é uma substância que compõe a maior parte de tecidos e órgãos humano, por isso, geralmente, é utilizada como um fantoma e pode representar o tecido humano, uma vez que apresenta as propriedades de interação com a radiação próxima às do tecido mole. Apesar disso, nem sempre convém utilizá-la, pois é necessário levar em consideração a resistência mecânica do material a ser utilizado, visando facilitações de moldagem e manuseio. Neste caso, convém utilizar materiais sólidos que apresentam suas densidades de massa, densidades eletrônicas e números atômicos efetivos similares ao da água, sendo, assim, considerados objetos simuladores [3]. A tabela 3.8 apresenta

Material	Densidade (g/cm ³)	Elétrons/g	Z (num. atômico)
Água	1	$3,34 \cdot 10^{23}$	7,42
Acrílico	1,18	$3,24 \cdot 10^{23}$	6,48
Polietileno	0,92	$3,44 \cdot 10^{23}$	6,16
Poliestireno	1,04	$3,24 \cdot 10^{23}$	5,69

Tabela 3. 8: Propriedade de Alguns Materiais Equivalentes [75].

Os diferentes tipos de simuladores podem ser físicos ou computacionais. Os simuladores físicos podem ser classificados de acordo com sua função, podendo ser dosimétricos, de calibração ou de imagens, ou de acordo com o seu formato, podendo ser geométricos ou antropomórficos. Os simuladores computacionais podem ser puramente matemáticos ou baseados em imagens tomográficas do objeto ou órgão com o qual se deseja estudar a interação da radiação [76], [77]. Ademais, ainda podem ser classificados como homogêneos ou heterogêneos de acordo sua composição.

CAPÍTULO 4

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capitulo são descritos os materiais e métodos utilizados no presente trabalho, cuja finalidade foi desenvolver um sistema dosimétrico para o controle da qualidade da dose entregue nos tratamentos do câncer de mama, utilizando dosimetria termoluminescente, por meio da comparação das doses planejadas para o tratamento do simulador com aquelas medidas no mesmo.

4.1 – Sistema dosimétrico termoluminescente

Um sistema dosimétrico TL é composto pelos dosímetros TL e pelos equipamentos necessários para medir o sinal gerado pelos dosímetros após a sua exposição à radiação ionizante. Esses equipamentos são o leitor TL, composto por dispositivos capazes de converter o sinal luminoso emitido pelo dosímetros TL aquecido em corrente elétrica e o forno para o tratamento térmico dos dosímetros.

4.1.1 – Dosímetros termoluminescente

Como detectores termolumilescentes, foram utilizados neste trabalho 200 dosímetros *HARSHAW* TLD-100 chip, LiF:Mg,Ti (Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio), com dimensões de (3,2x3,2x0,9) mm³, fabricados pela *Thermo Scientific*, o qual pode se visualizado na figura 4.1. Para não serem contaminados, esses dosímetros foram manuseados com uma pinça mecânica, cujas pontas foram envolvidas com *Teflon*, para não danificá-los, e uma pinça a vácuo mostrada na figura 4.2. A identificação desses dosímetros é possível por meio da numeração, destes, de 1 a 200. Para isso, é utilizada uma lapiseira (com ponta 0.3 mm), uma lupa com luminária e um suporte em acrílico para manter os dosímetros fixos ao serem numerados.



Figura 4.1 – TLD-100 na forma de chip numerado



Figura 4.2 – Materiais utilizados no manuseio dos dosímetros

4.1.2 – Tratamento térmico

Com o intuito de remover os sinais termoluminescentes residuais e restaurar a sensibilidade dos dosímetros, bem como eliminar os picos instáveis à temperatura ambiente, são realizados dois tipos de tratamento térmico: Pré-Irradiação e Pré-Leitura.

Os tratamentos térmicos foram realizados no forno da marca PTW-TLDO, instalado no laboratório de Dosimetria TL do Centro de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria IRD/CNEN.

O forno utilizado, mostrado na figura 4.3 (a), dispõe de vários programas de aquecimento, dentre os quais, aqueles indicados pelo fabricante dos dosímetros utilizados neste trabalho (TLD-100). Dois programas de operação foram utilizados para o tratamento térmico, de acordo com as recomendações descritas nos itens 4.1.2.1 e 4.1.2.2 abaixo.



Figura 4.3 – (a) Forno PTW-TLDO; (b) Bandejas metálicas.

4.1.2.1 – Tratamento térmico pré-irradiação

Antes de serem irradiadas, os dosímetros TL são colocados nas bandejas mostradas na figura 4.3 (b), as quais são levadas ao forno. Logo após, o forno é programado para aquecer os dosímetros TL, a partir da temperatura ambiente, até a temperatura de 400 °C, mantendo essa temperatura constante por um tempo de 1 h. Após esse tempo, automaticamente o forno reduz a temperatura para 100 °C, mantendoa constante durante um período de 2 h. Após esse processo, dentro do próprio forno, os dosímetros são resfriados, até atingir a temperatura de 45 °C, quando os mesmos podem ser retirados do forno com segurança, para serem preparados para a irradiação.

4.1.2.2 - Tratamento térmico pré-leitura

Antes dos dosímetros TL passarem pelo processo de leitura, eles são tratados à temperatura de 100 °C por 15 minutos Após esse processo, dentro do próprio forno, os dosímetros são resfriados, até atingir a temperatura de 45 °C. A essa temperatura os dosímetros poderão ser retirados do forno com segurança, para serem colocados na bandeja e passarem pelo processo de leitura.

4.1.3 – Leitura

Os dosímetros termoluninescente são avaliados na unidade de leitura *Harshaw*, modelo 5500, mostrado na figura 4.4, que dispõe de uma bandeja em forma de disco, com capacidade para 50 dosímetros, um sistema de aquecimento, um tubo fotomultiplicador e circuitos eletrônicos associados. Além disso, um programa de computador, denominado *WinREMS*, acoplado ao sistema para a aquisição de dados, é utilizado juntamente com o sistema operacional *Windows*. Antes de iniciar o processo de leitura e após o tratamento térmico pré-leitura, os dosímetros são posicionados na bandeja do leitor (50 por vez), com o auxilio da pinça a vácuo, de forma que os números a grafite estejam direcionados para a parte de baixo da bandeja. Isso evita que parte da luz liberada seja absorvida pelo grafite, além de fazer com que as leituras sejam realizadas sempre partindo de um mesmo lado dos dosímetros, reduzindo as fontes de incertezas.



Figura 4.4- Leitor Harshaw 5500 e bandeja em forma de disco com dosímetros.

Durante o processo de leitura, os dosímetros são aquecidos de 50 °C até 300 °C, a uma taxa constante de 25°C/s, e submetidos ao tratamento térmico realizado pelo próprio leitor, por meio do seu sistema de aquecimento, o qual faz uso de um fluxo constante de nitrogênio aquecido. O sistema de leitura é programado para realizar a cada 25 leituras os testes de verificação do sinal de ruído da fotomultiplicadora e de luz de referência.

Devido à instabilidade das armadilhas dos materiais TL após a sua exposição à radiação ionizante, é recomendado esperar um mínimo de 24 h para iniciar a leitura dos dosímetros TL. Esse tempo é suficiente para que dois dos três picos mais instáveis da curva de emissão termoluminescente do LiF:Mg,Ti, à temperatura ambiente, picos 1 e 2, desaparecam, sendo que o pico 3 é eliminado no tratamento térmico de 15 minutos a 100 °C, realizado antes da leitura [48]. Os picos estáveis, picos 4 e 5, podem ser analisados para cada irradiação de um dosímetro e fornecem a resposta termoluminescente desse dosímetro por meio da integral da curva de emissão TL por eles formada, como mostra a figura 4.5. Ao se transferir os arquivos salvos pelo programa *WinREM* para a planilha de cálculos do programa *Excel*, foi possível fazer uma análise e tratamento dos dados referentes às leituras de todos os dosímetros utilizados.



Figura 4.5 – Curva apresentada pelo programa winREMS, após leitura de um dosímetro exposto a uma dose de 1 Gy. A resposta TL é a integral da curva de emissão TL, área em azul sob a curva em questão.

4.2 - Procedimentos para calibração dos dosímetros termoluminescentes

Os dosímetros TL ideais, para aplicações em dosimetria, são aqueles que não apresentam variação em suas respostas TL, quando irradiados com a mesma dose. Contudo, fatores intrínsecos a um único dosímetro, tais como: geometria, opacidade e variação na quantidade do dopante, podem influenciar na resposta TL. Além disso, essa resposta pode variar de acordo com a dose absorvida, o tratamento térmico realizado e a instabilidade do sistema de leitura [28]. Portanto, é impossível se garantir respostas TL iguais para todos os dosímetros, mesmo que eles sejam provenientes de um mesmo lote. Portanto, aqueles dosímetros que apresentam pouca variação em suas respostas TL, devem ser selecionados e classificados com o intuito de se obter fatores de correção, devido às variações no procedimento de leitura. Uma curva, relacionando dose aplicada com as respostas TL, foi utilizada na calibração.

4.2.1 - Processo de seleção e caracterização dos dosímetros termoluminescentes

Para a irradiação dos dosímetros, no processo de seleção e caracterização, foram utilizados: dois porta-dosímetros com tampa de acrílico (5 mm de espessura) e capacidade para 100 dosímetros cada, observados na figura 4.5; placas de água sólida⁴ (modelo *Virtual Water*), com dimensões de 30x30x5 cm³, fornecidas pelo INCA; feixes

⁴ Material equivalente ao tecido humano no que se refere à interação da radiação com a matéria, pois apresenta características similares à da água.

de radiação gama, provenientes de uma fonte de ⁶⁰Co e os gerados pelo aparelho Theratron-780C, fabricado pela Theratronics Inc. do Canadá em 1992, instalado no INCA.



Figura 4.6 – Porta-dosímetros com tampa de acrílico.

Após o tratamento térmico (pré-irradiação), os 200 dosímetros TL, numerados com grafite, são organizados nos dois porta-dosímetros (100 em cada), os quais serão posicionados entre as placas de água sólida. A geometria de irradiação, vista na figura 4.6, segue os seguintes parâmetros:

-Área de campo $(20x20 \text{ cm}^2)$;

-Distância da fonte à superfície superior da placa de água sólida, acima dos dosímetros, DFS, de 80 cm;

-Ângulo de irradiação do *gantry* do irradiador de ⁶⁰Co igual a 0 grau.

Essa configuração também pode ser observada na ilustração da figura 4.7.



Figura 4.7 – Geometria de irradiação dos dosímetros TL para calibração no irradiador de ⁶⁰Co Theratron-780C.

A dose pré-estabelecida para cada irradiação foi de 1 Gy. Cada conjunto foi exposto ao feixe de raios γ , provenientes da fonte de ⁶⁰Co, por um tempo, T, dado pela equação (4.1):

$$T = \frac{D}{\dot{D} \cdot FAC \cdot PDP} - 0,01 \tag{4.1}$$

Onde: D é a dose aplicada, \dot{D} , a taxa de dose, FAC, o fator de abertura do campo e, PDP, o fator de percentual de dose em profundidade. A subtração do valor de 0,01 no tempo calculado é necessária para compensar a diferença de 0,01 min entre o tempo digitado e o executado pelo aparelho de telecobaltoterapia. O procedimento foi repetido por cinco vezes, para se obter uma base estatística para a seleção e caracterização dos dosímetros TL.

4.2.2 – Controle de qualidade da unidade de leitura

Para o controle de qualidade da unidade de leitura, são realizados os seguintes testes utilizando o programa *WinRem*: luz de referência; ruído da fotomultiplicadora; temperatura de resfriamento da fotomultiplicadora; estabilidade da alta-voltagem na fotomultiplicadora.

No teste da luz de referência, a resposta produzida por uma luz padrão, interna à unidade de leitura é comparada aos valores de referência, previamente estabelecidos, não devendo variar mais que 0,5% de um teste para o outro [78]. Um exemplo desse teste pode ser observado na figura 4.8 (a).

No teste do ruído da fotomultiplicadora, verifica-se se a resposta da leitura de escape, de luz ou do ruído eletrônico, apresenta um valor abaixo do limite estabelecido pelo fabricante (1,2 nC), conforme mostra a figura 4.8 (b).



Figura 4.8 – (a) teste de luz de referência; (b) teste de ruído da fotomultiplicadora.

Os demais testes consistem em monitorar a temperatura e estabilidade da altavoltagem na fotomultiplicadora. A temperatura da fotomultiplicadora deve se estabilizar entre (10 \pm 2) °C e o valor da tensão na fotomultiplicadora não pode apresentar uma variação superior a 1 V [78].

4.2.3 - Homogeneidade dos dosímetros termoluminescentes

Após irradiar todos os dosímetros com uma dose de 1 Gy e avaliá-los, com auxílio do sistema de leitura TL, por 5 vezes, realizando os devidos tratamentos térmicos, as respostas termoluminescentes dos dosímetros podem ser dispostas em colunas, numa planilha do *Excel*, para a realização de alguns cálculos, a fim de se realizar o teste de homogeneidade do grupo. Aqueles dosímetros, cuja variação da resposta em relação à média, exceda $\pm 3 \sigma$ (desvios-padrão) devem ser descartados, uma vez que são considerados inadequados, de acordo com gráfico da distribuição normal. Este método é utilizado, após verificação do índice de homogeneidade do grupo, representado pela equação 4.2.

$$\Delta_{\max} = \frac{R_{\max} - R_{\min}}{R_{\min}} \le 0.30 \tag{4.2}$$

onde $R_{máx}$ representa o valor máximo da resposta termoluminescente e $R_{mín}$, o valor mínimo. Se o valor de algum $\Delta_{máx}$ calculado, for superior a 0,30, alguns dosímetros TL do grupo devem ser descartados, até que essa condição seja atendida [19], [79].

4.2.4 - Reprodutibilidade dos dosímetros termoluminescentes

Os dados obtidos, a partir das cinco irradiações realizadas para avaliar os dosímetros TL, no que se refere à homogeneidade do grupo, são utilizados para a realização de cálculos estatísticos, a fim de se selecionar os 10 dosímetros que apresentam a menor variação de suas respostas TL, ou seja, aqueles com uma maior reprodutibilidade. A reprodutibilidade de cada dosímetro é representada pelo Coeficiente de Variação (CV), referente à média das cinco respostas obtidas de cada dosímetro para as cinco irradiações de 1Gy.

4.2.5 – Sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes

Com o intuito de se selecionar os dosímetros mais sensíveis, as médias das respostas para as cinco irradiações, calculadas para avaliar a reprodutibilidade de cada

dosímetro, são dispostas em ordem decrescente. Dessa forma, é possível selecionar e classificar os dosímetros TL a serem irradiados, de forma a se traçar a curva de calibração. Neste procedimento, a intensidade de irradiação, aplicada em cada ponto da curva, se relaciona à sensibilidade de cada dosímetro. Além disso, como cada dosímetro, inevitavelmente, apresenta uma sensibilidade diferente do outro, torna-se necessário obter também fatores de correção referentes à sensibilidade.

4.2.6 – Dosímetros termoluminescentes de controle

Para se verificar a estabilidade do sistema de leitura, são selecionados dez dosímetros de melhor reprodutibilidade, que são denominados dosímetros de controle. Quando uma irradiação é realizada, independente da fonte de radiação ou dose aplicada, os dosímetros de controle também são irradiados, sempre com a mesma dose de ⁶⁰Co, com a configuração descrita para a irradiação no item 4.2.1. A finalidade de se utilizar os dosímetros de controle é a de evitar discrepâncias ou variações das respostas devido às variações no sistema de leitura.

Durante o procedimento de irradiação dos dosímetros de controle, três placas de água sólida com dimensões de (30x30x5) cm³ são utilizadas, conforme se observa na figura 4.9.



Figura 4.9 – Placas de água sólida adaptadas ao emprego de uma câmara de ionização para dosimetria.

Essas placas são adaptadas para o posicionamento de uma câmara de ionização, no centro do campo de irradiação, a 5,5 cm de profundidade dos dosímetros de controle. Essa câmara é introduzida entre as placas de água sólidas, a qual é conectada a um eletrômetro por um cabo, como se vê na figura 4.9, que se estende até a sala de controle e monitoração. A voltagem aplicada para a obtenção de medidas pode ser de 400 V. Uma vez que a câmara de ionização possui um certificado de calibração, com incerteza

declarada de pequena variação, as respostas dessa câmara de ionização podem ser utilizadas para corrigir as respostas dos dosímetros de controle, quando qualquer variação na dose aplicada é detectada.

A configuração geométrica utilizada nas irradiações dos dosímetros de controle é aquela descrita no item 4.2.1 e mostrada na figura 4.10. Um termômetro e um barômetro são utilizados para as medidas de pressão e temperatura de forma a se corrigir as respostas apresentadas pela câmara de ionização. A partir desse experimento são gerados fatores de controle.



Figura 4.10 – Configuração geométrica de irradiação dos dosímetros TL de controle sob monitoração de uma câmara de ionização.

4.2.7 – Dependência energética

Embora o valor da energia efetiva do feixe de fótons provinda da unidade de cobalto-60 (1,25 MeV) seja próximo ao valor da energia efetiva do feixe de fótons produzidos por um acelerador linear de 6 MV (aproximadamente 2 MeV), um fator de correção deve ser considerado devido à dependência energética das respostas dos dosímetros. Nesse caso, um grupo de dez dosímetros selecionado por apresentarem excelente reprodutibilidade, melhor 0,79 %, pode ser irradiado com uma dose de 1 Gy, tanto numa unidade de cobalto, como num acelerador linear com feixe de 6 MV. Os dez dosímetros são devidamente centralizados no porta-dosímetros, posicionado entre as referidas placas de água sólida.

4.2.8 – Irradiação com alteração do feixe e material

A calibração dos dosímetros é feita na unidade de cobalto utilizando-se as placas de água sólida e o porta-dosímetros. Teleterapias do simulador de mama de polietileno são, então, realizadas. Dois ensaios podem ser realizados: alterando-se apenas o material

utilizado na calibração e, no outro, o feixe de radiação e o material utilizado na calibração.

4.2.8.1 - Alteração do material utilizado na calibração

Ao se considerar a alteração de material na calibração, tendo em vista a confecção do simulador de mama em polietileno, um grupo de dosímetros deve ser irradiado com mesma dose entre placas de polietileno, bem como no interior do portadosímetros, entre placas de água sólida, na unidade de cobalto-60. Os resultados, quando relacionados, fornecerão fator de dependência devido à influência do material simulador.

4.2.8.2 – Alteração do feixe de radiação e material utilizado na calibração

Para se verificar a influência do material simulador na teleterapia, o grupo de dosímetro irradiados com 2 Gy, durante o procedimento de calibração, deverá ser irradiado com mesma dose, entre placas de polietileno, em feixe de raios-x provenientes do acelerador linear, conforme figura 4.11 (a). A partir dos resultados desse experimento, será possível obter um fator de correção devido à dependência energética, considerando a influência do material simulador. Procedimento similar é feito, empregando-se radiação γ provinda de um irradiador de cobalto-60.



Figura 4.11 – (a) Irradiação dos dosímetros entre placas de polietileno (a) por feixe de raios-x provindos de um acelerador linear; (b) para feixe de raios γ provindos de um irradiador de cobalto-60.

4.2.9 - Curva de calibração dos dosímetros termoluminescentes

Para se obter a curva para a calibração, os dosímetros TL são separados em dez grupos de dez dosímetros, de acordo a sensibilidade de cada um. Os grupos de dosímetros são irradiados com doses entre 100 mGy e 4 Gy. O grupo de dosímetros mais sensíveis recebe a menor dose (0,1 Gy), assim como o segundo grupo de dosímetros mais sensíveis recebe a segunda menor dose (0,3 Gy) e assim sucessivamente. Essa metodologia é empregada para doses de irradiações de 0,1, 0,3, 0,5, 0,8, 1,0, 1,5, 2,0, 2,5, 3,0 e 4 Gy. Os dosímetros de controle são, então, submetidos à dose de 2 Gy.

Após análise sobre a linearidade das respostas dos detectores utilizados durante a irradiação, uma curva de calibração é traçada referente ao intervalo de dose compreendido entre 100 mGy e 4 Gy e às leituras com a utilização de 110 dosímetros ao todo. Essa curva pode ser representada por duas funções, uma entre 100 mGy e 1 Gy e outra, não linear, variando entre 1 e 4 Gy. O intervalo de dose entre 100 mGy a 4 Gy foi escolhido, em função dos valores de dose aplicados em tratamentos convencionais de câncer de mama. A geometria de irradiação empregada para a obtenção da curva de calibração dos dosímetros TL segue os mesmos procedimentos descritos no item 4.2.1.

4.3 - Confecção do simulador de mama

Na confecção do simulador de mama, foi utilizado um cilindro de Polietileno de Alta Densidade (PEAD), 20 cm de altura e 20 cm de diâmetro, mostrado na figura 4.12 (a).



Figura 4.12 – (a) tarugo de polietileno; (b) modelagem do simulador de mama; (c) Metades que compõem a mama semiesférica.

O PEAD foi escolhido por possuir densidade e número atômico relativamente próximo aos da água, sendo indicado na literatura como um material simulador do tecido humano, no que se refere à absorção e espalhamento da radiação.

Com a utilização de uma freza mecânica, instalada na oficina do IRD, o cilindro foi moldado e transformado numa semiesfera com 10 cm de raio. Essa semiesfera foi dividida em duas metades, por meio de uma lâmina em rotação com formato de um disco, para se poder introduzir os dosímetros TL no interior do simulador de mama, conforme ilustram as figuras 4.12 (b) e (c).

Placas de mesmo material com áreas de 20 cm² e 7 mm de espessura foram moldadas e transformadas em placas semicirculares, com o mesmo raio da semi-esfera, mostrada na figura 4.12 (c). Nas bordas dessas placas, foi moldado um dispositivo de encaixe.



Figura 4.13 – a) placa de polietileno;

Como se observa na figura 4.13 (b), uma das placas, foi estrategicamente perfurada, de forma que os centros dos furos se distanciassem de 1 cm, para se posicionar os dosímetros TL neste plano, incluindo as regiões de maior importância, conforme esquema visto na figura 4.14.



Figura 4. 14 – Esquema da localização dos furos.

4.4 – Planejamento de teleterapia para o simulador de mama

Para a realização do planejamento de tratamento, primeiramente, torna-se necessário obter as imagens tomográficas do simulador de mama com a utilização de um sistema de tomografia computadorizada da marca Philips. Para isso, são marcados três pontos de referência, no próprio simulador de mama, os quais servem de coordenadas para o campo. Em seguida, o simulador de mama deve ser colocado na mesa do Tomógrafo e introduzido na cavidade do aparelho para a obtenção das imagens tomográficas, conforme ilustra a figura 4.15.



Figura 4.15 – Sistema de tomografia computadorizado utilizado para a obtenção das imagens do simulador de mama.

Todo esse processo foi realizado no INCA e controlado por computadores conectados ao Tomógrafo.

O programa computacional utilizado no planejamento de tratamento foi o *Eclipse*, um dos mais modernos no mercado, o qual permitiu localizar com precisão as cavidades dos dosímetros, calcular e orientar o feixe de radiação considerando as três técnicas de radioterapia contempladas nesse trabalho. Ele contém o algorítimo *Pencil Beam*, utilizado para o planejamento da telecobaltoterapia, bem como o Analítico Anisotrópico (AAA), em sua versão 8.1, o qual foi utilizado para o planejamento das teleterapias realizadas com o acelerador linear. Ambos os algoritmos consideram as heterogeneidades e são capazes de prever a dose absorvida num determinado ponto.

O Algoritmo "Pencil Beam" (convolução de mini-feixes) efetua cálculos de dose tomando como base um feixe estreitamente colimado, distribuição de dose tipo lápis, na qual os valores de dose são tomados ao longo de uma linha. A integração desses feixes sobre a superfície do paciente leva em consideração as modificações na intensidade e no formato do feixe com a profundidade e densidade do tecido [28]. O AAA faz uso de convoluções para computar fótons espalhados em múltiplas direções, bem como de modelagens com simulações de Monte Carlo para fótons primários, fótons extras focais espalhados e elétrons de contaminação. A distribuição de dose é calculada como a superposição de diferentes fontes de radiação [29].

Através do programa Eclipse, obtêm-se as curvas de isodoses, bem como, as doses pontuais, devido a uma determinada dose de irradiação prescrita.

4.5 – Tipos de tratamento

Ao todo foram realizados três tipos de tratamento, utilizando a técnica de dois campos, opostos e paralelos, com dose de 2 Gy no volume alvo. Esses tratamentos foram repetidos por três vezes. Duas teleterapias foram realizadas com a utilização do acelerador linear Trilogy da Varian (filtro dinâmico e IMRT) e outra (tradicional), com a unidade de cobaltoterapia. Para a monitoração desse procedimento, câmeras de vídeo e janelas de vidro blindadas permitiram a visualização do interior da sala de tratamento.

No mesmo dia, em que foram realizados estes tratamentos, os dosímetros de controle foram irradiados no irradiador de ⁶⁰Co, mantendo-se a configuração adotada até então.

4.5.1 - Tratamento realizado na unidade de cobaltoterapia

Para o tratamento feito com a unidade de cobaltoterapia, cuja vista panorâmica é mostrada na figura 4.16. Foi necessário inclinar-se o simulador de mama, para se ajustar a posição dos campos com o intuito de obter resultados mais acurados. O feixe de radiação foi direcionado para as duas faces do plano perpendicular aos dosímetros. Um filtro em cunha foi utilizado neste tratamento com inclinação de 15°.



Figura 4.16 - Vista panorâmica do simulador de mama submetido ao tratamento na unidade de cobaltoterapia Theratron-780C.

4.5.2 - Tratamentos realizados no acelerador linear

No acelerador linear podem ser realizados dois tipos de tratamento, cuja vista panorâmica é mostrada na figura 4.17: um com a utilização do filtro dinâmico e outro com compensação eletrônica por IMRT.



Figura 4.17 – (a)Vista panorâmica do simulador de mama submetido ao tratamento realizado com o acelerador linear Trilogy da Varian.

4.5.2.1 – Com a utilização do filtro dinâmico

No tratamento com acelerador linear, adotou-se a técnica que emprega um filtro dinâmico (30°), para gerar a distribuição de dose, a partir do movimento de um dos colimadores, ajustando-se as taxas de dose, durante o tratamento. O feixe de radiação também foi direcionado para as duas faces do plano, perpendicularmente aos dosímetros. Para tal, previamente, três pontos de referência foram marcados para o posicionamento adequado do campo de irradiação. Um aparelho de nível também foi utilizado para se verificar a inclinação do simulador de mama.

4.5.2.2 – Com a utilização do sistema dinâmico multilâminas de colimação

Nesse tipo de tratamento, o programa computacional *Eclipse* permite se selecionar o volume total do simulador de mama, utilizando-se suas imagens tomográficas. A intensidade do feixe de radiação foi modulada, através do sistema dinâmico de Multilâminas de Colimação (MLC). Esse sistema fez com que a dose aplicada fosse distribuída uniformemente no plano em que os dosímetros estavam contidos. Assim como nas demais teleterapias, o feixe de radiação foi direcionado para as duas faces do plano perpendicular aos dosímetros, depois de se conferir o posicionamento do simulador de mama.

Ao se iniciar o tratamento, as lâminas impediam a passagem do feixe de radiação, que foi sendo liberada gradativamente com o afastamento deslas. Em seguida, a junção gradativa das lâminas foi diminuindo o campo de radiação até finalizar a exposição do simulador de mama.

79

CAPÍTULO 5

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capitulo são apresentados os resultados obtidos no presente estudo. Algumas tabelas adicionais contendo resultados encontram-se dispostas no apêndice A.

5.1 – Homogeneidade

Na tabela 5.1 estão apresentados os valores referentes às leituras dos dosímetros TL sem a aplicação de qualquer fator de correção. Os resultados foram calculados utilizando as respostas de cada dosímetro ($L_{x, TLD}$) às cinco irradiações executadas durante o procedimento de seleção e caracterização, sempre com mesma dose (1 Gy), configuração e fonte de irradiação (⁶⁰Co), de acordo com o item 4.2.1. Onde, x se refere ao procedimento de irradiação executado e TLD ao número do dosímetro TL.

Tabela 5. 1 – Primeiro tratamento estatístico de dados referentes às cinco irradiações executadas durante o procedimento de seleção e caracterização para o teste de homogeneidade. L_x , TLD_{max} é a leitura máxima encontrada, L_x , TLD_{min} é a leitura mínima encontrada e σ é o desvio padrão.

X	1	2	3	4	5
$\overline{L}_{x,TLD}$ (nC)	4881,68	4875,35	4922,40	4881,97	4719,29
T (C)	$\pm 15,44$	$\pm 15,76$	$\pm 16,93$	$\pm 16,92$	$\pm 17,06$
$L_{x, TLD max}(nC)$	5479,75	5414,89	5530,11	5456,63	5287,93
$L_{x, TLD \min}(nC)$	4302,03	4289,64	4256,41	4095,96	3911,34
$\overline{L}_{x,TLD} + 3\sigma$ (nC)	5536,61	5544,38	5640,78	5600,12	5443,46
$\overline{L}_{x,TLD} - 3\sigma$ (nC)	4226,74	4206,32	4204,02	4163,81	3995,12
σ (nC)	218,31	223,01	239,46	239,38	241,39
CV	4,47%	4,57%	4,86%	4,90%	5,11%
$\Delta_{ m máx}$	0,27	0,26	0,30	0,33	0,35

Ao se analisar os valores dispostos na tabela 5.1, observa-se que o $\Delta_{máx}$, definido no item 4.2.3, para as irradiações 4 e 5 não apresentaram valores maiores que o que o estabelecido como referência para índice de homogeneidade (0,30). Esse valor foi considerado como o limite máximo para que o grupo de dosímetros fosse considerado homogêneo. Além disso, foi possível perceber que, para as leituras referentes às irradiações 4 e 5, os valores de $\overline{L}_{x,TLD} - 3\sigma$ (nC) são maiores que os valores de $L_{x, TLD}$

min (nC). Onde σ é o desvio padrão. Isso significa que havia algum dosímetro apresentando uma resposta TL muito abaixo da normal. Após avaliação dos resultados dispostos na tabela 5.1, desconsiderou-se as leituras do dosímetro TL de número 81 (L_{x,81}), pois foi o que registrou os menores valores nas cinco irradiações realizadas. Com isso, os valores dispostos na tabela 5.1 foram alterados e dispostos na tabela 5.2:

Tabela 5. 2 - Segundo tratamento estatístico de dados referentes às cinco irradiações executadas durante o procedimento de seleção e caracterização para o teste de homogeneidade. L_x , TLD_{max} é a leitura máxima encontrada, L_x , TLD_{min} é a leitura mínima encontrada e σ é o desvio padrão.

X	1	2	3	4	5
$\overline{L}_{x,TLD}$ (nC)	4884,59	4878,30	4925,74	4885,92	4723,35
	± 15,24	$\pm 15,57$	$\pm 16,\!68$	$\pm 16,54$	± 16,66
$L_{x, TLD max}(nC)$	5479,75	5414,89	5530,11	5456,63	5287,93
$L_{x, TLD \min}(nC)$	4325,11	4388,42	4398,71	4343,70	4178,65
$\overline{L}_{x,TLD} + 3\sigma (nC)$	5529,38	5537,23	5631,73	5586,01	5428,51
$\overline{L}_{x,TLD} - 3\sigma$ (nC)	4239,80	4219,36	4219,76	4185,83	4018,19
σ (nC)	214,93	219,64	235,33	233,36	235,05
CV	4,40%	4,50%	4,78%	4,78%	4,98%
$\Delta_{ m máx}$	0,27	0,23	0,26	0,26	0,27

Após a alteração dos valores da tabela, devido à exclusão das respostas do dosímetro TL de número 81, foi possível verificar que o grupo de 199 dosímetros atenderam às condições necessárias para a homogeneidade das respostas TL, já que apresentaram índices de homogeneidade ($\Delta_{máx}$) inferiores a 0,30 e nenhum dosímetro apresentou leituras inferiores a $\bar{L}_{x,TLD} - 3\sigma$ (nC).

5.2 - Respostas dos dosímetros termoluminescentes normalizadas

Utilizando as respostas TL dispostas na tabela A.1, disposta no apêndice, foi possível se calcular a reprodutibilidade de resposta de cada dosímetro, levando em consideração os cinco procedimentos de irradiação e leituras realizados durante o procedimento de seleção e caracterização. Além disso, foi possível se obter fatores de sensibilidade e calcular o índice de reprodutibilidade referente a cada dosímetro TL.

5.3 – Reprodutibilidade

Após ordenar os Coeficientes de Variação (CV) dos dosímetro TL de modo decrescente, os mais reprodutíveis foram identificados. Eles são TLD145, TLD033, TLD054, TLD180, TLD016, TLD165, TLD069, TLD050, TLD101 e TLD026. Estes dosímetros foram eleitos dosímetros de controle, recebendo, respectivamente, as denominações: DC145, DC033, DC054, DC180, DC016, DC165, DC069, DC050, DC101 e DC026. A reprodutibilidade desses dosímetros são menores que 0,79%, conforme apresentado na figura 5.1. O dosímetro TL de número 3, que apresentou um valor de reprodutibilidade entre 5 e 5,39 %, foi descartado.



Figura 5. 1 – Estudo de reprodutibilidade da resposta dos dosímetros TL.

5.4 - Fatores de correção das resposta termoluminescentes

5.4.1 – Sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes

Os dados referentes à sensibilidade dos dosímetros TL também foram organizados em ordem decrescente. O objetivo foi selecionar 10 grupos de 10 dosímetros para serem irradiados, de acordo com a sensibilidade de cada um deles, bem como, a dose aplicada, a fim de se obter uma curva de calibração.

De acordo com a figura 5.2, observa-se que os valores de sensibilidade dos dosímetros TL utilizados neste trabalho apresentaram uma diferença máxima de 0,24. Este valor indica a importância corrigir as respostas de leitura devido à sensibilidade de cada dosímetro, pois sem essa correção, as respostas de leitura dos dosímetros TL

poderiam apresentar uma discrepância de até 24% quando irradiados sob mesmas condições.



Figura 5. 2 – Sensibilidade dos dosímetros TL

5.4.2 - Fator de correção referente à dependência energética

O fator de dependência energético obtido e disposto na tabela 5.3 foi pouco menor que 1,0. Teoricamente, a energia efetiva dos fótons produzidos pela fonte de ⁶⁰Co não é muito diferente daquela apresentada pelo feixe de raios-X produzidos pelo acelerador linear (6MV). Isso pode ser comprovado, através da comparação dos valores de energia efetiva dos espectros de energia apresentados nas figuras 3.20 e 3.22. Portanto, este resultado prático está de acordo com as previsões teóricas.

Tabela 5.3 – Fator de dependência energética.

EXPERIMENTO	$\overline{\textit{FC}}_{\text{DEn}}$	$\mu_{\overline{FC}\mathrm{DE}^*}$
Fator de dependência energética	0,994	0,009

*Incerteza expandida para 95,45%

5.4.3 – Fator de correção devido à irradiação com alteração do feixe e do material

O experimento que deu origem à curva de calibração foi realizado com os dosímetros contidos no porta-dosímetros, o qual foi posicionado entre placas de água sólida. As teleterapias foram realizadas em um simulador de mama constituído de polietileno que, assim como a água sólida, também é considerado um material equivalente ao tecido humano, no que se refere à interação da radiação com a matéria [75]. Contudo, as respostas experimentais apresentaram um erro sistemático em torno

de 7% quando comparadas com as respostas do planejamento. Esse erro foi compreendido após análise de respostas dos dosímetros TL, devido à irradiação destes contidos nos materiais supracitados, em condições similares. Os dosímetros TL contidos na água sólida apresentaram uma resposta média em torno de 7% maior que a resposta média dos mesmos dosímetros TL contidos no polietileno. Assim, foi necessário acrescentar um fator de correção devido à alteração do feixe de radiação e do material.

Tabela 5. 4 - Fator devido à irradiação com alteração do feixe e do material.

EXPERIMENTO	$\overline{\pmb{FC}}_{\mathrm{DM}}$	$\mu_{\overline{FC}\mathrm{DM}^*}$
Com alteração do material	1,073	0,027
Com alteração do feixe de radiação e material	1,066	0,018

*Incerteza expandida para 95,45%

Vale apena ressaltar que o fator referente à alteração do feixe de radiação e material (1,066), cujo valor foi obtido de forma experimental, pôde ser estimado multiplicando o valor do fator referente à alteração do material (1,073) com o valor do fator relativo à dependência energética (0,994).

5.4.4 – Fatores de controle

Toda vez que foi realizado um procedimento de teleterapia foi necessário irradiar os dosímetros de controle. As respostas dos dosímetros de controle irradiados sob as mesmas condições durante o experimento realizado para obter a curva de calibração, foram relacionadas com as respostas dos dosímetros de controle irradiados em cada experimento. Assim foi calculado um fator de controle para cada experimento realizado, cujos valores foram dispostos na tabela 5.5.

Tabela 5. 5 – Fatores de controle.

EXPERIMENTO	FC	$\mu_{\overline{FC}^*}$
Cobaltoterapia	1,032	0,017
Filtro dinâmico	1,048	0,014
Compensação eletrônica por IMRT	1,060	0,016
Dependência energética	1,017	0,009
Com alteração do material	1,050	0,015
Com alteração do feixe de radiação e material	1,060	0,016

*Incerteza expandida para 95,45%

De acordo com a tabela 5.5, observa-se que os valores dos fatores de controle apresentaram um valor máximo de 1,060. Este valor indica a importância de se corrigir as respostas de leitura devido à instabilidade do procedimento de leitura, pois sem essa correção as respostas de leitura dos dosímetros TL poderiam apresentar uma discrepância de até 6%, de uma leitura para outra, realizadas nos dias dos referidos experimentos, quando irradiados sob mesmas condições.

5.5 – Curva de calibração

As médias das respostas TL, para cada dose aplicada, no intervalo de 0,1 a 4,0 Gy, conforme descrito no item 4.2.9, bem como a incerteza associada, encontram-se dispostas na tabela 5.6.

DOSE (cGy)	μ_{DOSE} *	$\overline{R}_{cc,TLD}$ (nC)	$\mu_{\overline{R}_{cc,TLD}}$ *
10	0,2	453	7
30	0,5	1295	12
50	0,8	2261	47
80	1,2	3639	59
100	1,5	4489	94
150	2,3	7006	130
200	3,0	9390	196
250	3,8	12123	225
300	4,5	14421	268
400	6,0	19455	271

Tabela 5. 6 – Resultados de medições a fim de traçar a curva de calibração.

*Incerteza expandida para 95,45%

É possível observar que, nem sempre, as médias das respostas TL resutaram como proporcionais às doses aplicadas. De acordo com a literatura, após 1 Gy, essa proporção pode não ser mantida, uma vez que as doses aplicadas estariam no intervalo de dose conhecido como de supralinearidade. A relação entre a dose aplicada aos dosímetros TL e suas leituras de respostas devidamente corrigidas pode ser observada na figura 5.3, que corresponde à curva de calibração.



Figura 5. 3 – Curva de calibração dos dosímetros TL submetidos a doses de 10 cGy a 4 Gy.

Para as doses variando entre 10 cGy e 1 Gy obteve-se um curva linear, em conformidade ao previsto na literatura. As informações referentes aos parâmetros de ajuste à curva de calibração dos dosímetros TL submetidos às referidas doses encontram-se dispostos na tabela 5.7.

Tabela 5. 7 – Parâmetros de ajuste à curva de calibração dos dosímetros TL submetidos às doses de 10 cGy a 1 Gy.

$\mathbf{D}(\mathbf{cGy}) = \mathbf{b} + \mathbf{a}\overline{R}_{TL}(\mathbf{nC})$					
b	μ_b	а	μ_a	r^2	
0,00	0,38	0,0223	2,07E-04	0,99957	

De 1 até 4 Gy, as respostas dos dosímetros TL não se apresentaram de forma exatamente linear, resultando numa curva ajustada a uma função do segundo grau. As informações referentes aos parâmetros de ajuste à curva de calibração dos dosímetros TL submetidos às doses referidas doses encontram-se dispostos na tabela 5.8.

$D(cGy) = c + bR(nC) + aR^{2}(nC)$						
c	μ _c	b	μ_{b}	a	μ_a	r^2
0,00	0,38	0,0225	2,08E-04	-1,17E-07	2,03E-08	0,99968

Tabela 5. 8 – Parâmetros de ajuste à curva de calibração dos dosímetros TL submetidos às doses de 1 Gy a 4 Gy.

5.6 – Simulador de mama

À junção das placas semi-circulares, vistas na figura 5.4 (a), devidamente encaixadas, resultou numa espessura de 13 mm. Esse conjunto foi intercolocadas entre as metades do simulador, consistindo, assim o simulador de mama contendo detectores TLD-100 em seu interior, conforme mostrado na figura 4.16 (b) e (c).

Conforme mencionado no item 4.3, na placa semicircular, bem como em sua tampa, a área que compreende a espessura de dois centímetros, a partir da base, contém a região do mediastino, onde pode está localizado o pulmão.



Figura 5. 4: (a) Placa semi-circular e sua tampa; (b) e (c) simulador de mama mostrados sob diferentes ângulos.

A densidade do polietileno utilizado neste trabalho foi calculado da pelos SPT (Eclipse) após ser alimentado com as imagens tomográficas. O valor de densidade obtido foi de aproximadamente 0,95. Considerando que a água sólida e o material utilizado pelo SPT (Eclipse) nos cálculos de dose apresentem propriedades similares à da água, seguem na tabela (5.9) abaixo as seguintes observações:

Tabela 5. 9: Propriedades d	e Alguns Materiais	Equivalentes.	Adaptado	de Scaff [75]].
-----------------------------	--------------------	---------------	----------	---------------	----

Material	Elétrons/cm ³	Z(num. atômico)
Água	$3,34 \cdot 10^{23}$	7,42
Polietileno	$3.27 \cdot 10^{23}$	6,16

Na interação dos fótons com a matéria, partículas de ionização secundárias, como elétrons, podem ser geradas com uma energia cinética inicial. Estas partículas são carregadas, portanto, diferentemente dos fótons depositam sua energia próximo ao local de interação. A secção de choque total, sobretudo a do efeito fotoelétrico, diminui com o decréscimo do número atômico (Z) do material alvo, bem como com o decréscimo da sua densidade. Assim, durante a irradiação dos dois materiais listados na tabela acima, hauve ionização com geração de partículas secundarias (efeito fotoelétrico), em menor quantidade, no polietileno que na água sólida.

A teoria da cavidade de Brag-Gray, descrito no item 3.3.8.1, relacionou a dose absorvida em um dosímetro com a dose absorvida no meio em que esse dosímetro foi contido, considerando o fluxo de partículas secundárias em um material como sendo idêntico ao existente na cavidade, conforme figura 3.7. Essa teoria também pode ser utilizada como argumento a fim de explicar a diferença de dose detectada nos referidos materiais, distintos e "equivalentes", uma vez que a cavidade criada para o posicionamento dos dosímetros é muito pequena.

5.7 – Mapeamentos de doses absorvidas pelo simulador de mama submetido às teleterapias

Os mapeamentos de doses absorvidas pelo simulador de mama, bem como a comparação delas com as doses planejadas, no mesmo ponto em que se encontravam os dosímetros TL, são dispostos em quadros diferenciados por procedimento. As doses registradas na linha I, diferentemente das demais, referem-se aos pontos localizados na região do pulmão e mediastino, deslocados do campo de radiação. Tanto no planejamento, como na teleterapia, o ponto F10 foi tomado como referência para normalização. Nos quadros de diferenças relativas, os pontos apresentados com preenchimento de cor indicam um valor de dose detectada maior que a planejada. Nos demais quadros, a intensidade da cor preenchida varia de acordo com o valor de dose registrado ou planejada.

Na região de interesse, para os três tipos de tratamentos, o sistema simulador mais dosímetros TL foi capaz de avaliar doses pontuais com exatidão, na maioria dos pontos de medida, sendo melhor que 4%. Portanto, a qualidade do sistema para o emprego no controle da qualidade do tratamento do câncer de mama com o uso de fótons de megavoltagem, no que diz respeito à entrega da dose foi comprovada e está demonstrada itens 5.7.1, 5.7.2 e 5.7.3.

5.7.1 – Teleterapia aplicada, utilizando-se a unidade de cobaltoterapia e o filtro em cunha

5.7.1.1 – Mapeamento das doses, segundo o planejamento fornecido pelo sistema Eclipse.

O planejamento de distribuição de doses foi realizado pelo sistema Eclipse, o qual fez uso do algoritmo *Pencil Beam*. Os dados extraídos desse planejamento foram organizados no programa computacional *Excel* e as distribuições de doses foram obtidas. A distribuição de doses segundo o planejamento, em forma de diagrama de cores, encontra-se disposta na figura 5.5. Em seguida, encontra-se disposta na figura 5.6, a distribuição constante do quadro 5.5, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10). Essas respostas foram dispostas desta forma para facilitar comparação com as respostas dispostas nas figuras 5.8 e 5.9 que se referem às distribuições de doses decorrentes das cobaltoterapia.



Figura 5. 5 – Distribiução de doses segundo o planejamento



Figura 5. 6 – Distribuição constante do quadro 5.5, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10).

Os pontos apresentados na cor mais intensa estão situados na região de contorno da mama, onde as doses previstas são maiores que nos demais pontos. Os pontos destacados na cor menos intensa referem-se às regiões do pulmão e do mediastino que apresentaram valores inferiores a 16%, relativamente às dos pontos situados dentro do campo de radiação.

5.7.1.2 – Distribuições de doses decorrentes das cobaltoterapias

A cobaltoterapia descrita no item 4.5.1 foi executada com três repetições. Os resultados extraídos desse experimento foram organizados no programa computacional *Excel* e as distribuições de doses foram obtidas e dispostas na figura 5.5 (I), (II) e (III) em forma de diagrama de cores. A repetição desse experimento foi necessária para obter respostas médias a fim de minimizar as incertezas e garantir que o sistema de medida era reprodutível.

Após obtenção das distribuições de doses decorrentes das repetidos tratamentos foi possível obter a distribuição das doses médias absorvidas, sendo mostradas na figura 5.8. Em seguida, as doses constantes do quadro 5.8, foram normalizadas pela dose no ponto de referência (F10). O resultado dessa normalização encontra-se disposto, na figura 5.9. Essas respostas foram comparadas com as respostas dispostas nas figuras 5.6 e 5.5. As diferenças relativas provenientes dessa comparação encontram-se dispostas na figura 5.10, cujos pontos destacados em cores indicam menores valores de dose gerados pelo planejamento quando comparados com os valores de dose detectados experimentalmente. Com esses resultados foi possível notar que a diferença relativa predominante nesta teleterapia foi menor que 2 %. Além disso, para as doses registradas no interior do campo de radiação, foi possível encontrar um valor médio de aproximadamente 1,5%, considerando-se, nos cálculos, o módulo de cada diferença relativa, registrada na figura 5.10.



Figura 5. 7 – Distribuições de doses decorrentes das cobaltoterapia.



Figura 5. 8 – Distribuição das doses médias absorvidas nas teleterapias relativas aos mapeamentos decorrentes das três teleterapias, mostradas nos quadros da figura 5.7.



Figura 5. 9 – Distribuição das doses constantes do quadro anterior, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10).



Figura 5. 10 – Diferença relativa entre a distribuição de doses adotada no planejamento e a de doses absorvidas médias decorrentes das três teleterapias do simulador de mama.

5.7.2 – Teleterapia aplicada, utilizando-se o acelerador linear e o filtro dinâmico.

5.7.2.1 – Mapeamento das doses, segundo o planejamento fornecido pelo sistema Eclipse.

A teleterapia utilizando-se o acelerador linear e o filtro dinâmico foi planejada pelo sistema Eclipse com o uso do Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA). Os dados extraídos desse planejamento também foram organizados no programa computacional *Excel* e as distribuições de doses foram obtidas. A distribuição de doses segundo o planejamento, em forma de diagrama de cores, encontra-se disposta na figura 5.11. Em seguida, encontra-se disposta na figura 5.12, a distribuição constante do quadro 5.11, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10). Essas respostas foram dispostas desta forma para facilitar comparação com as respostas dispostas nas figuras 5.14 e 5.15 que se referem às distribuições de doses decorrentes do referido tratamento no acelerador linear



Figura 5. 12 – Distribuição constante do quadro anterior, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10).
Da mesma forma que o planejamento realizado para a cobaltoterapia, os pontos apresentados na cor mais intensa estão situados na região de contorno da mama, onde as doses previstas são superiores às dos demais pontos. Contudo, os pontos destacados na cor menos intensa, referem-se às regiões do pulmão e do mediastino que apresentaram valores inferiores a 11% relativamente às dos pontos situados dentro do campo de radiação.

5.7.2.2 – Distribuição de doses decorrentes das teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o filtro dinâmico.

A teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o filtro dinâmico, descrita no item 4.5.2 foi executada com três repetições. Os resultados extraídos desse experimento também foram organizados no programa computacional *Excel* e as distribuições de doses foram obtidas e dispostas na figura 5.13 (I), (II) e (III) em forma de diagrama de cores. A repetição desse experimento foi necessária para obter respostas médias a fim de minimizar as incertezas.

Após obtenção das distribuições de doses decorrentes das repetidas teleterapias foi possível obter a distribuição das doses médias absorvidas, sendo mostradas na figura 5.14. Em seguida, as doses constantes do quadro 5.14, foram normalizadas pela dose no ponto de referência (F10). O resultado dessa normalização encontra-se disposto, na figura 5.15. Essas respostas foram comparadas com as respostas dispostas nas figuras 5.11 e 5.12. As diferenças relativas provenientes dessa comparação encontram-se dispostas na figura 5.16, cujos pontos destacados em cores indicam menores valores de dose gerados pelo planejamento quando comparados com os valores de dose detectados experimentalmente. Com esses resultados foi possível notar que a diferença relativa predominante nesta teleterapia foi menor que 2 %. Além disso, para as doses registradas no interior do campo de radiação, foi possível encontrar um valor médio de aproximadamente 1,67%, considerando-se, nos cálculos, o módulo de cada diferença relativa, registrada na figura 5.16.



Figura 5. 13 – Distribuição de doses decorrentes das teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o filtro dinâmico.



Figura 5. 14 - Distribuição das doses médias absorvidas nas teleterapias relativas aos mapeamentos decorrentes das três teleterapias, mostradas nos quadros da figura 5.14.



Figura 5. 15 – Distribuição das doses constantes do quadro anterior, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10).



Figura 5. 16 - Diferença relativa entre a distribuição de doses adotada no planejamento e a de doses absorvidas médias decorrentes das três teleterapias do simulador de mama.

5.7.3 – Teleterapia aplicada, utilizando-se o acelerador linear e o Colimador Multilaminas.

5.7.3.1 – Mapeamento das doses, segundo o planejamento fornecido pelo sistema Eclipse.

Assim como na teleterapia realizada com uso do filtro dinâmico, esta teleterapia foi planejada pelo sistema Eclipse com uso do Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA). Como nas demais teleterapias, a distribuição de doses segundo o planejamento, em forma de diagrama de cores, encontra-se disposta na figura 5.17. Em seguida, encontra-se disposta na figura 5.18, a distribuição constante do quadro 5.17, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10). Essas respostas foram dispostas desta forma para facilitar comparação com as respostas dispostas nas figuras 5.20 e 5.21 que se referem às distribuições de doses decorrentes do referido tratamento no acelerador linear.

			RE	SULTA	ADO D	OO PL	ANEJ		ITO F	ORNE	CIDO	PELO	SPT E	CLIPS	E (cG	y)			
PLANO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
А									199,0	198,5	198,8								
в										202,0									
с				196,2	200,4	201,2	200,6	200,4	200,2	200,1	200,0	199,9	199,7	200,6	200,7	197,9]		
D										199,5									
E		193,0	199,6							199,6							199,5	193,4	
F		197,1	202,3	200,9	200,2	199,7	199,6	199,8	199,7	199,3	199,7	199,6	199,1	199,2	199,0	199,6	200,5	199,9	
G	201,8	198,7								199,2								196,1	198,8
н										92,3									
I	13,6		16,4		18,4		19,5		20,1	19,9	19,9		19,2	1	18,0		15,8		12,9

Figura 5. 17 – Distribuição de doses, segundo o planejamento.



Figura 5. 18 – Distribuição constante do quadro anterior, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10).

A maioria dos pontos situados dentro do campo de radiação estão destacados na cores de intensidades similares. Isso indica um valor de dose uniforme para a maioria dos pontos nessa região. Os pontos destacados nas cores menos intensa, situados na região do pulmão e mediastino, apresentaram doses inferiores a 11% relativamente à dos pontos situados dentro do campo de radiação.

5.7.3.2 – Distribuição de doses decorrentes das teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o Colimador Multilâminas.

A teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o Colimador Multilâminas (MLC), descrita no item 4.5.3 também foi executada com três repetições. As distribuições de doses foram obtidas e dispostas na figura 5.19 (I), (II) e (III) em forma de diagrama de cores. Assim como nas demais teleterapias, a repetição desse experimento foi necessária para obter respostas médias a fim de minimizar as incertezas.

Após obtenção das distribuições de doses decorrentes das repetidas teleterapias foi possível obter a distribuição das doses médias absorvidas, sendo mostradas na figura 5.20. Em seguida, as doses constantes do quadro 5.20, foram normalizadas pela dose no ponto de referência (F10). O resultado dessa normalização encontra-se disposto, na figura 5.21. Essas respostas foram comparadas com as respostas dispostas nas figuras 5.17 e 5.18. As diferenças relativas provenientes dessa comparação encontram-se dispostas na figura 5.22, cujos pontos destacados em cores indicam menores valores de dose gerados pelo planejamento quando comparados com os valores de dose detectados experimentalmente. Com esses resultados foi possível notar que a diferença relativa predominante nesta teleterapia foi menor que 2 %. Além disso, para as doses registradas no interior do campo de radiação, foi possível encontrar um valor médio de aproximadamente 1,68%, considerando-se, nos cálculos, o módulo de cada diferença relativa, registrada na figura 5.22.



Figura 5.19 – Distribuição de doses decorrentes das teleterapias utilizando-se o acelerador linear e o Colimador Multilaminas.



Figura 5. 20 - Distribuição das doses médias absorvidas nas teleterapias relativas aos mapeamentos decorrentes das três teleterapias, mostradas nos quadros da figura 5.21.



Figura 5. 21 – Distribuição das doses constantes do quadro anterior, normalizadas pela dose no ponto de referência (F10).



Figura 5. 22 - Diferença relativa entre a distribuição de doses adotada no planejamento e a de doses absorvidas médias decorrentes das três teleterapias do simulador de mama.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Desenvolveu-se uma metodologia apropriada, utilizando dosimetria termoluminescente, para a avaliação de dose absorvida em um simulador de mama para utilização no controle da qualidade da entrega da dose no tratamento do câncer de mama utilizando teleterapia. Noventa e cinco por cento dos 199 dosímetros TL utilizados apresentaram uma reprodutibilidade melhor que 3%, contribuindo, assim, para uma precisão adequada, menor que 5%, na avaliação da dose entregue em tratamentos radioterapêuticos. A curva para a calibração das respostas TL foi obtida utilizando uma metodologia confiável, levando em consideração a sensibilidade de cada dosímetro, a dependência energética da resposta dos dosímetros e o material simulador do tecido mamário. Ademais, foram utilizados dosímetros de controle, que contribuíam para minimizar possíveis variações do sistema dosimétrico como um todo, favorecendo a uma dosimetria precisa da dose entregue ao simulador de mama.

O sistema ainda apresentou uma boa reprodutibilidade quando exposto três vezes à radiação ionizante sob condições idênticas. Os coeficientes de variação relativos aos valores de dose absorvida médios obtidos foram melhores que 2%, considerando os três tratamentos estudados nesse trabalho. Portanto, o sistema é confiável quanto à reprodutibilidade dos resultados para condições idênticas de irradiação.

O simulador de mama foi desenvolvido em polietileno o que minimiza o seu custo e facilita a sua adoção nos serviços de radioterapia em programas de controle da qualidade de tratamentos do câncer de mama. Esse material foi moldado de modo a simular uma mama e adaptado para a utilização dos dosímetros TL em forma de chip, bem como, possibilita a utilização de filmes radiocrômicos.

O simulador de mama mostrou-se capaz de avaliar adequadamente às doses entregues durante o tratamento do órgão. Na região de interesse, inclusive a de contorno da mama, com o posicionamento dos dosímetros fora da região de build-up, os valores de dose absorvida medidos com os dosímetros TL, quando comparados àqueles originados pelo sistema de planejamento de tratamento, apresentaram diferenças percentuais predominantemente inferiores a 1,5%. Assim, os resultados apresentados estão de acordo com as recomendações da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU), inferior a 5 % [4].

Nas regiões de penumbra e bordas do campo, onde pode estar localizado o pulmão e mediastino, esse sistema não prevê uma dose com uma boa exatidão. No entanto, essa restrição é irrelevante, uma vez que as doses detectadas em pontos dessas regiões atendem as limitações de dose impostas ao tratamento, doses inferiores a 20% daquela prescrita para o volume alvo.

Para as teleterapias realizadas no acelerador linear, considerando a região de penumbra e borda, o Algoritmo Analítico Anisotrópico superestimou a dose nessa região para a técnica de IMRT, compensação eletrônica, em todos os pontos avaliados e em alguns pontos para a técnica com a utilização do filtro dinâmico. Apesar de haver diferenças acentuadas entre os resultados do planejamento e dos experimentos em pontos dessa região, as doses medidas foram inferiores às planejadas, o que favorece o tratamento, pois os órgãos e tecidos adjacentes, que devem ser protegidos, receberão uma dose menor que a planejada.

Já na teleterapia realizada na unidade de cobalto-60 com a utilização do filtro em cunha de 15°, o algoritmo *Pencil Beam* subestimou a dose absorvida na região do pulmão e do mediastino. Apesar disso, os valores de dose detectados nesta região (fora do campo de incidência do feixe de radiação) foram inferiores a 20% do valor de dose, tomado como referência no interior do campo. Portanto, assim como os demais, foi considerado um tratamento bem sucedido.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- a) Testar o atual simulador utilizando o filme radiocrômico como material dosimétrico;
- b) Testar outros materiais dosimétricos em simuladores de mama similares, como, por exemplo, os detectores OSL ou dosímetros tipo gel;
- c) Testar outros materiais para a confecção de simuladores, tendo em vista o custo do produto final para a utilização nos serviços de radioterapia, como, por exemplo, Agaragar, um hidrocolóide extraído de algas marinhas com alto poder gelificante;
- d) Desenvolver novos simuladores para diferentes tratamentos de câncer de mama, por exemplo, no caso de uso de expansores em mamas mastectomizadas ou no caso do uso de braquiterapia HDR (do inglês high dose rate) utilizando a técnica de Mamosite;
- e) Utilizar o sistema dosimétrico desenvolvido neste trabalho para validar simulações que fazem uso de programas computacionais e modelos matemáticos, como, por exemplo, o código de transporte de radiação MCNPX [80].

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] INCA, Instituto Nacional de Câncer, Estimativa 2012: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2011.
- [2] INCA, Instituto Nacional de Câncer, Estimativa 2010: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2009.
- [3] IAEA, International Atomic Energy Agency, Radiation Oncology Physics : a handbook for teachers and students. Vienna, E. B. Podgorsak, 2005.
- [4] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Determinations of of absorbed dose in a patient irradiated by beam of X and gammas rays in radiotherapy procedures, Report 24, ICRU, Washington, DC, 1976.
- [5] ATTIX, F. H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, Inc., New York, USA, 1986.
- [6] CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, "Requisitos Necessários para a Segurança e a proteção radiológica em Serviços de Radioterapia", Resolução CNEN Nº 130, 31 de maio, 2012.
- [7] SMITH, A., GERBER, R., HUGHES, B., et al., "Treatment Planning Structure and Process in the United States: A "Patterns of Care" Study". J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, v. 32, pp. 225-265, 1995.
- [8] MAHESH, K.; WENG, P. S., FURETTA, C., Thermoluminescence in Solids and its applications. Ashford, Nuclear Technology Publishing. 1989.
- [9] NUNES, M.G., Avaliação do desempenho dos detectores termoluminescentes de CaSO4:Dy e LiF:Mg,Ti na dosimetria de feixes clínicos de elétrons. M.Sc. Dissertação, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN, São Paulo, SP, Brasil, 2008.
- [10] DA ROSA, L. A. R., REGULLA, D. F., FILL, U. A., "Precision For Low Dose Assessment Using TLD-100 Chips and Computadorised Glow Curve Analysis", Radiation Protection Dosimetry, v. 85, n. 1-4, pp. 175-178,

1999.

- [11] DA ROSA, L. A. R., REGULLA, D. F., FILL, U. A., "Reproducibility study of TLD-100 micro-cubes at radiotherapy dose level", Applied Radiation and Isotopes, v. 50, pp. 573-577, 1999.
- [12] SHIVARAMU, V. R., "Effective atomic numbers for photon energy absorption and energy dependence of some thermoluminescent dosimetric compounds", Nuclear Instruments and Methods in physics Research, v. 168, pp. 294-304, 2000.
- [13] CASTRO,W. A., VILELA, E. C., LIMA, A. C., "Estudo de Técnicas de Análise de Resposta de Dosímetros Termoluminescentes", International Nuclear Atlantic Conference - INAC, E01_300, Rio de janeiro, RJ, 2002.
- [14] MARTINS JUNIOR., L. B., Desenvolvimento de um Fantoma para o Controle da Qualidade do Planejamento em Radioterapia para Mama. M.Sc., Dissertação, Instituto Militar de Engenharia, 2003.
- [15] FEITAL, J. C. S., ALMEIDA, C. D., BEZERRA M. A., "Propuesta de una Metodologia para el Control de Calidad en Laboratórios De Dosimetria Termoluminescente", International Nuclear Atlantic Conference -INAC, 2402, Santos, SP, Brasil, August 28 to September 2, 2005.
- [16] PINHEIRO, C. J. G, BRAZ, D., VALLIM, M. A. et al., "Estudo da Utilização de Materiais Termiluminescentes Em Campos Mistos", International Nuclear Atlantic Conference - INAC, 1434, Santos, SP, Brasil, August 28 to September 2, 2005.
- [17] MONTEIRO, I. H. T. S., Determinação das Taxas de Dose Ambientais e Ocupacionais de Radiação Gama, em Consequência da Presença do RDS-LII E do Deposito de Rejeitos Radioativos no IEN/CNEN. M.Sc., Dissertação, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.
- [18] FONSECA, G.P., FURNARI, L., YORIYAZ, H. et al, "Metodologia para caracterização de dosímetros termoluminescentes (TLD-100) para dosimetria em radioterapia", International Nuclear Atlantic Conference -

INAC, Santos, SP, Brasil, September 29 to October 5, 2007.

- [19] SANTOS, L. S., 2007, Implementação de um sistema dosimétrico termoluminescente para utilizaçãoo em dosimetria in vivo em teleterapia com feixes de fótons de energia alta, M.Sc., Dissertação, Faculdade de Filosofía, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP, Ribeirão Preto, SP, Brasil.
- [20] NELSON, V.K., McLEANB, I.D., HOLLOWAYA, L., "Use of thermoluminescent dosimetry (TLD) for quality assurance of orthovoltage X-ray therapy machines", Radiation Measurements, v. 43, pp. 908 – 911, 2008.
- [21] CARINOU, E., BOZIARI, A., ASKOUNIS, P. et al., "Energy dependence of TLD 100 and MCP-N detectors" Radiation Measurements, v 43, pp. 599 – 602, 2008.
- [22] COUTINHO, C. M. C., Avaliação de Dose Glandular em Sistemas de Mamografia Convencional e Digital Utilizando um Fantoma Dosimétrico. D. SC., Tese, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2009..
- [23] BASSINET, C., ROBBES, I., BARBIER, L. et al., "Characterization of 7LiF:Mg,TiTLDmicro-cubes", Radiation Measurements, v. 45, pp. 646– 648, 2009.
- [24] MATSUSHIMA, L., Avaliação da Resposta de Detectores Termoluminescentes na Dosimetria de Feixes Clínicos Utilizando Diferentes Objetos Simuladores. M.Sc., Dissertação, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN, São Paulo, SP, Brasil, 2010.
- [25] MELLO, M. S., Incertezas dos Parâmetros Avaliados por um Sistema Postal em Controle de Qualidade para Feixes de Fótons em Radioterapia. M. Sc., Dissertação, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2010.
- [26] KYUNG-RAE, D., KWEON, D. C., WOON-KWAN, C. et al., "Study on the angular dependence of personal exposure dosimeter - Focus on Thermoluminescent Dosimeter and Photoluminescent dosimetr". In: Annals of Nuclear Energy, v 38, pp 383-388, 2011.

- [27] CAMPOS, L. T., DA ROSA, L. A. R., BATISTA, D. V. S, et al., "avaliação do sistema de planejamento eclipse na determinação de curvas de pdp para campos de irradiação de 10x10 cm2 na presença de pulmão", XI Congresso Brasileiro de Física Médica, Ribeirão Preto ,SP, Brasil, 14 a 17 de junho, 2006.
- [28] MORLOTTI, M. S., Verificação de tratamentos radioterápicos diversos com dosimetria termoluminescente. M.Sc., Dissertação, USP, São Paulo, SP, Brasil, 2007.
- [29] SILVA, L. F. O, BATISTA, D. V. S., FORTES, D., V., S., "Testes Dosimétricos do Algoritmo Analítico Anisotrópico Implementado no Sistema de Planejamento Eclipse/Varian", Revista Brasileira de Física Médica, v. 04, PP.31-5, 2010.
- [30] VIEGAS, C.C.B., Dosimetria In Vivo com uso de Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço. M.Sc., Dissertação, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2003.
- [31] SOUZA, R. S., Estudo das propriedades físicas do filtro dinâmico: Modulação unidimensional. M.Sc., Dissertação, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.
- [32] JIMMY, J., CAUDELL, M. D., JENNIFER, F. S. et al., "A dosimétrica comparison of electronic compensation, conventional intensity modulated radiotherapy, and tometherapy in patients with early-stage carcinoma of left breast" Int J. Radiation Oncology Biol. Phys., v. 68, n.5, pp. 1505-15011, 2007.
- [33] OKUNO, E., Radiação: efeitos, riscos e benefícios. São Paulo, Harbra, 1988.
- [34] DANCE, D., CARLSSON, A. G., "Interactions of Photons with Matter" In: MAYLES, P., NANHUM, A. E., ROSENWALD, J. C., (eds), Handbook of Radioterapy physics: theory and practice, chapter 4, New York, USA, Taylor & Francis Group, 2007.

- [35] TAUHATA, L., SALATU, I.P.A., PRINZIO I.P.A, Fundamentos de Radioproteção e Dosimetria, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2001.
- [36] KAPLAN, I., Física Nuclear, 2 ed., Rio de Janeiro-Rj, Editora Guanabara Dois S. A, 1962.
- [37] KELLER, C., Radioquimica, 2 ed, Recife-Pe, Editora Universotária, UFPE, 1981.
- [38] ICRP, International Commission on Radiological Protection, "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection". In: Annals of ICRP21, n.1/3, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [39] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiation quantities and units, Report 33, ICRU, Bethesda, MD,1980.
- [40] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiation Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, Report 51, Bethesda, MD, 1993.
- [41] CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, "Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica", CNEN-NN-3.01, 2011.
- [42] KHAN, F. M, Physics of Radiation Therapy, 3 ed, Williams & Wilkins, 2003.
- [43] NAHUM, A.E., "Water/air mass stopping-power ratios for megavoltage photon and electron beams", Physics in Medicine and Biology, pp. 24–38, 1978.
- [44] NAHUM, A.E., "Extension of the Spencer-Attix Cavity Theory to the 3 media situation for Electron beams", in Dosimetry in Radiotherapy, Vol. 1,pp. 87-115, edited by IAEA, Vienna, 1988.
- [45] BEN BLACKBURN, S. S., Introduction to Clinical Radiation Therapy Phisics, 1 ed, Madison, Wisconsin Medical Physics Publishing Corporation, 1989.
- [46] KNOLL, G. F., Radiation Detection and Measurement, 3 ed, New York, John Wiley & Sons, 1999.
- [47] IZEWSKA J., RAJAN, G., "Radiation Dosimeters" In: Podgorsak, E.B. (ed), Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, chapter 3, Vienna, Austria, International Atomic Energy Agency-IAEA,

2005.

- [48] DA ROSA, L.A.R., Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica, Instituto de Radioproteção e Dosimetria - CNEN, Rio de Janeiro, 2001.
- [49] BUSUOLI, G., "General Characteristics of TL Materials". IN: SCHARMANN, A., OBERHOFER, M., Applied Thermoluminescence Dosimetry, Part. I, chapter 5, Italy, Commission of the European Communities by Adam Hilger ltd, Bristol, 1981.
- [50] CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N. and KENNEY, G. N., Thermoluminescent dosimetry. The University of Wisconsin Press, 1968.
- [51] CURIE, D., GARLIK, G.FF.J., Luminescence in crystals. Methuen and Co Ltda, 1963.
- [52] BOS, A.J.J., "Theory of thermoluminescence" Radiation Measurements, v. 41, pp. S45–S56, 2007.
- [53] VIAMONTE, M. A., VIEGAS, C. C. B., "Programa de Avaliação Postal de Feixes de Fótons de Radioterapia co TLD em Condições de referência (Resultados de um ano de implementação)". In: Anais do VII Congresso Brasileiro de Física Médica. Campos de Jordão. SP. Junho, 2002.
- [54] DANIELS, F., BOYD, C.,SAUNDERS, D., "Thermoluminescense as a Research Tool", Science, v. 117, pp. 343-349, 1953.
- [55] RUDÉN, B., "Evaluation of the clinical use of TLD", Acta Radiol. Ther. Phys. Biol., v. 15, pp. 447-464, 1976.
- [56] MACKINLAY, A. F., Thermoluminescence Dosimetry. Medical Physics Handbooks 5, Bristol, Adam Hilger Ltd., 1981.
- [57] EGGERMONT, G., JACOBS, R., JANSSENS, A. et al., "Dose Relationship, Energy Response and Rate Dependence of LiF-100, LiF-700 and CaSo4-Mn from 8 kev to 30 Mev". In: III International Conference on Luminescence Dosimetry, pp. 444-460, RISO: Danish AEC Resarch Stablishment, October, 1971.
- [58] GALLAS R. M, Incerteza de medição, Universidade Federal do Rio Grande do

Sul – UFRS. Disponível em: http://www.if.ufrgs.br/~marcia/medidas.pdf. Acessado em: 10/02/2012.

- [59] YOSHIMURA, E. M, Determinação simultânea de dose e energia efetiva de raios-X com dosímetros termoluminescentes de fluorita natural. M.Sc, Dissertação, Instituto de Física/USP, São Paulo, SP, Brasil, 1980.
- [60] IAEA, International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Report Series 398, Vienna, Austria, 2000.
- [61] HELENE, O. A. M., VANIN, R. V., Tratamento Estatístico de Dados em Física Experimental, São Paulo, Edgar Blucher, 1981.
- [62] WHO, World Health Organization. Disponível em: http://www.who.int/cancer/en/. Acessado em: 14/02/2012.
- [63] INCA, Instituto Nacional do Câncer. Disponível em: nhttp://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322, Acessado em: 15/02/2012.
- [64] SBM, Sociedade Brasileira de Mastologia. Disponível em: http://www.sbmastologia.com.br/cancer-de-mama/rastreamentodiagnostico-cancer-de-mama. Acessado em 15/02/2012.
- [65] BREASTCANCER, Disponível em: http://www.breastcancer.org/illustrations/i005.html Acessado em: 15/02/2012.
- [66] FDA, Food and Drug Administration. Disponível em: http://www.fda.gov/. Acessado em: 15/02/2012.
- [67] PRO-ONCO, Controle de câncer: uma proposta de integração ensinoserviço. 2 ed. Rev. Atual. Rio de Janeiro, 1993.
- [68] DICKLER, A., GRIEM, K. L., "Breast Cancer" In: Khan, Faiz M, (eds), Treatment Planning in Radiation Oncology, 2 ed, chapter 24, , Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

[69] BARBARA, F., BEVAN, A., MICHAEL A. et al., "Câncer of the Breast" In:

Richard Hoppe, Theodore Phillips, Mack Roach, Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology, chapter 58, Philadelphia, PA, Elsevier/Saunders, 2010.

- [70] INCA, Instituto Nacional do Câncer, Programa de Qualidade em Radioterapia, Curso para técnicos em radioterapia. Rio de Janeiro, 2000.
- [71] MAYLES, P., WILLIAMS, P., "Megavoltage Photons Beans" In: MAYLES, P., NANHUM, A. E., ROSENWALD, J. C., (eds), Handbook of Radioterapy physics: theory and practice, chapter 22, New York, USA, Taylor & Francis Group, 2007.
- [72] BATISTA, D. V., Camparação de três técnicas de irradiação de corpo total com elétrons, M.Sc., Dissertação, Instituto de Radioproteção de Dosimetria IRD, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2010.
- [73] DARYOUSH, S.B., ROGERS, D. W. O., "Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the bean code". Medical Phisics, v. 29, n.3 (march), pp. 392-402.
- [74] XIA, P., XING, L., AMOLS, H. I. et al., "Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and Intensity-Modulated Radiotherapy", In: Leibel and Phillips, (eds), textbook of radiation oncology, chapter 10, Philadelphia, PA, Elsevier Saunders, 2010.
- [75] SCAFF, L. A. M., Física da Radioterapia, São Paulo, SP, Sarvier, 1997.
- [76] STEMBERG, D. R. M., Desenvolvimento de Simulador Mamográfo para avaliação de esquemas CAD, M.Sc., Dissertação, USP, São Carlos, SP, Brasil, 2010.
- [77] BETHESDA, M. D., "Phantons and Computational Models in Therapy Diagnosis and Protection", International Comition on Radiation Units and Measurements, Report. 48, 1992
- [78] BICRON, Radiation Measurement Products, Operator's Manual, model 5500 automatic TLD Reader. Publication no. 5500-0-0-0399-001. Saint Gobain Industrial Ceramics Corporation, OHIO, U.S.A, 1999.

- [79] FURETA, C., WENG, P. S., Operational Thermoluminnescense Dosimetry, Singapore, Word Scientific, 1998.
- [80] X-5 Monte Carlo Team, "MCNP A General Monte Carlo N-Particle Transport Code", Version 5, Los Alamos National Laboratory, Report LA-CP-03-0245, April, 2003.

APÊNDICE A

Seguem abaixo os resultados de experimentos e cálculos realizados no presente trabalho.

A.1 – Leituras dos dosímetros termoluminescentes normalizadas

Abaixo, na tabela A.1, são relacionadas as respostas de leitura dos dosímetros TL a cinco irradiações idênticas de 1 Gy. A fonte de irradiação utilizada foi de ⁶⁰Co. Essas leituras foram normalizadas com relação à primeira leitura realizada.

Tabela A.1 – Normalização das leituras dos dosímetros TL com relação à média da primeira avaliação desses dosímetros.

TLD	R _{1, TLD} (n C)	R_2 , _{TLD} (nC)	R _{3, TLD} (nC)	R _{4, TLD} (nC)	R _{5, TLD} (nC)
1	5082,99	5053,84	5030,88	5126,67	4981,25
2	4581,82	4524,37	4596,46	4472,43	4560,03
3	5026,45	4611,30	4857,28	4978,35	4605,73
4	5245,10	5131,19	5128,62	5117,92	5135,94
5	5080,35	5104,86	4947,72	5032,25	4781,93
6	4859,14	4831,73	4792,51	4754,21	4724,05
7	4649,36	4523,64	4517,06	4457,52	4500,58
8	4883,24	4874,52	4976,48	4816,53	4868,24
9	5109,62	5035,77	5131,09	4891,79	5149,15
10	5050,48	4995,68	5072,53	4929,85	5175,45
11	4920,72	4881,98	4879,10	4933,26	4869,97
12	4833,10	4822,40	4886,40	4969,45	4793,54
13	5138,82	5040,99	5006,84	5054,97	4989,73
14	4700,92	4554,91	4390,39	4622,18	4524,83
15	4869,19	4850,54	4762,23	4789,38	4761,12
16	5479,75	5421,92	5439,89	5454,99	5468,25
17	4655,97	4525,32	4634,01	4553,99	4663,11
18	5109,11	5036,14	5042,37	4915,21	5031,26
19	4919,34	4829,25	4894,68	4856,20	5134,50
20	4848,48	4808,61	4860,77	4785,42	4867,94
21	4955,60	4904,66	4852,71	4896,66	4866,04

22	4972,09	4850,79	4974,71	4926,73	4862,50
23	4995,84	4903,76	4862,62	4857,10	4797,59
24	4722,62	4696,45	4670,29	4607,30	4619,26
25	5287,93	5351,25	5142,16	5318,08	5205,60
26	4885,13	4886,12	4839,06	4834,17	4849,77
27	5184,81	5052,21	5120,36	5012,66	5164,11
28	4879,82	4677,02	4813,05	4765,52	4835,47
29	4698,73	4663,87	4676,75	4657,55	4872,08
30	5093,57	5004,74	5135,84	4943,30	5090,40
31	4664,56	4583,58	4514,30	4471,02	4437,26
32	5000,15	4944,46	4962,34	4850,54	4825,25
33	5012,11	5006,34	5021,83	5033,89	5019,41
34	4799,90	4789,10	4769,64	4864,04	4729,60
35	5262,94	5277,36	5238,37	5334,32	5289,14
36	5244,58	5260,93	5188,08	5159,35	5144,84
37	5117,82	5016,45	5127,33	5028,78	5130,44
38	5060,00	4868,73	5062,56	4990,73	5091,09
39	4763,84	4784,30	4824,20	4843,76	4902,26
40	5146,41	5147,44	5254,89	5169,82	5213,10
41	4716,34	4639,39	4744,98	4634,79	4693,27
42	5219,22	5374,31	5281,10	5128,20	5224,90
43	4883,94	4923,05	4979,02	4856,39	4940,10
44	4771,66	4807,64	4743,38	4712,88	4713,02
45	4486,41	4394,13	4457,35	4419,77	4368,61
46	4531,80	4406,02	4541,86	4502,94	4321,14
47	4932,58	4871,12	4918,23	4961,07	4921,49
48	5333,87	5212,23	5270,24	5182,76	5282,68
49	5296,90	5205,90	5350,18	5292,86	5291,38
50	5085,40	5069,36	5109,50	5054,54	5109,04
51	5139,82	5010,71	5108,03	5216,76	5007,20
52	4625,33	4681,77	4644,47	4708,47	4567,07
53	5020,44	4914,88	4989,82	5030,59	4907,78
54	5306,14	5269,69	5296,66	5279,69	5265,84

55	5042,45	5019,61	5142,86	5143,64	5086,31
56	5228,28	5121,65	5149,96	5158,60	5254,49
57	4667,54	4429,68	4492,24	4515,44	4515,81
58	4797,97	4755,04	4846,61	4738,08	4766,42
59	5228,28	4976,98	5090,62	5030,53	5108,91
60	4636,80	4609,45	4667,44	4626,81	4657,82
61	4788,31	4669,41	4843,63	4772,34	4676,60
62	4715,12	4638,08	4594,92	4625,55	4593,29
63	4631,88	4543,72	4563,15	4437,18	4448,38
64	4855,45	4682,12	4671,60	4674,17	4614,38
65	4728,05	4931,03	4786,10	4861,09	4692,31
66	5218,40	5160,68	5160,23	5085,22	5151,95
67	4749,44	4744,56	4631,48	4730,84	4784,69
68	4875,44	4749,07	4867,97	4793,77	4855,35
69	4766,56	4758,30	4758,50	4724,89	4787,54
70	4620,98	4534,68	4434,64	4552,06	4489,41
71	4707,17	4605,32	4554,00	4566,64	4542,13
72	4649,89	4573,66	4533,65	4489,52	4489,01
73	5068,63	4901,05	4882,53	4865,78	4910,68
74	4709,72	4653,28	4687,36	4668,93	4642,46
75	4690,27	4616,28	4745,14	4623,77	4722,50
76	5053,87	5002,64	5050,15	4919,90	4993,13
77	4763,83	4688,57	4662,79	4595,33	4636,74
78	4471,45	4402,02	4394,12	4365,83	4389,62
79	4718,08	4572,52	4650,12	4591,93	4609,75
80	4943,15	4885,12	4882,79	4886,94	5006,81
81	*	*	*	*	*
82	4992,28	5024,26	4987,75	5034,21	4802,23
83	4976,59	4944,12	4922,04	4992,37	4926,91
84	4812,60	4924,41	4842,55	4929,25	4812,81
85	5061,93	4991,66	4954,64	4930,44	4909,00
86	4874,34	4822,15	4726,98	4749,19	4791,72
87	4827,92	4758,13	4708,67	4690,38	4745,01

88	5135,18	5059,75	5099,80	5049,14	5128,58
89	4860,88	4767,93	4724,32	4701,40	4693,49
90	4783,24	4965,93	4972,25	4920,60	4845,39
91	4650,97	4458,07	4456,23	4502,26	4467,22
92	4832,49	4804,82	4765,67	4825,02	4784,16
93	4561,41	4533,23	4393,41	4435,37	4442,59
94	4830,79	4786,59	4729,41	4709,35	4739,18
95	5003,52	5043,30	5077,59	4985,31	5043,29
96	4753,97	4658,77	4732,07	4636,55	4641,01
97	5048,30	4818,76	4884,98	4866,16	4883,60
98	4843,89	4723,45	4833,63	4677,38	4796,19
99	5047,55	4779,67	4836,70	4801,72	4950,77
100	4652,16	4595,58	4712,78	4590,77	4700,91
101	5146,71	5194,00	5152,85	5132,79	5179,94
102	5225,72	5202,67	5237,91	5080,84	5204,34
103	4785,63	5003,56	4866,60	4812,67	4781,59
104	5115,63	5180,07	5226,17	5190,68	5167,86
105	4699,48	4787,28	4724,80	4786,51	4763,39
106	4952,36	5077,17	5078,43	5066,64	5024,34
107	5140,99	5293,81	5324,29	5179,98	5280,75
108	4701,12	4750,93	4782,71	4639,85	4724,77
109	4870,76	5005,52	4960,93	4914,47	5078,05
110	4697,33	4741,51	4773,92	4710,65	4820,67
111	5083,74	5116,14	4998,21	5047,60	5045,07
112	4718,28	4761,63	4765,28	4653,21	4628,99
113	4927,62	4942,89	4943,91	4747,84	4752,51
114	4386,15	4586,98	4511,02	4429,67	4466,30
115	5072,88	4986,62	5027,07	5076,64	5016,47
116	5019,46	5157,68	5129,61	5223,82	5209,89
117	4902,18	4958,70	4893,37	4852,85	4889,06
118	4754,96	4808,01	4800,81	4786,34	4857,04
119	4759,50	4840,01	4929,90	4887,32	4861,13
120	4599,99	4757,84	4721,93	4682,47	4709,14

-	121	4975,19	5047,50	5007,44	5156,57	5011,06
	122	4937,79	5056,07	4837,61	4918,66	4972,52
	123	4973,11	5146,61	5016,61	5055,48	4990,06
	124	5122,82	5065,19	5090,85	5193,14	5137,85
	125	5231,13	5196,77	5249,00	5260,85	5297,43
	126	5281,13	5036,23	5179,54	5216,93	5117,77
	127	4325,11	4412,66	4430,97	4342,39	4511,79
	128	4905,57	4854,77	4943,11	4725,49	4842,09
	129	5047,20	5102,07	5158,92	5004,28	5076,85
	130	5054,65	5104,98	5107,44	5059,80	5055,77
	131	4931,85	4990,98	4979,06	5025,62	4985,31
	132	5076,06	5192,37	5190,10	5157,65	5264,26
	133	4673,37	4733,62	4733,14	4656,82	4636,75
	134	4781,44	4891,82	4838,20	4839,82	4844,51
	135	4910,03	5028,21	4994,96	4932,27	4978,11
	136	4979,68	4938,48	4994,34	4939,61	4830,27
	137	4808,38	4965,27	5086,81	4901,60	4999,25
	138	4953,69	4991,56	5089,02	4952,14	4992,98
	139	5227,15	5281,02	5483,66	5389,63	5457,93
	140	4542,61	4616,02	4816,05	4576,87	4669,77
	141	4817,60	5030,50	5036,36	5137,13	5031,82
	142	4831,84	4960,22	4901,79	4848,77	4857,02
	143	4627,02	4745,74	4775,81	4730,52	4725,03
	144	4519,16	4574,04	4407,01	4551,98	4575,31
	145	5144,40	5121,58	5130,52	5141,04	5135,12
	146	4846,29	4884,86	4910,39	4876,00	4904,95
	147	5275,74	5319,18	5476,82	5407,99	5363,26
	148	4956,37	4986,23	5112,91	5012,19	5042,01
	149	4923,44	4964,55	4993,55	4974,93	4987,54
	150	4803,05	4944,37	4969,18	4900,23	5128,99
	151	4745,44	4870,30	4810,25	4888,23	4810,12
	152	4768,72	4864,58	4938,15	4916,35	4858,23
	153	4509,14	4412,28	4361,76	4485,71	4375,29
	153	4509,14	4412,28	4361,76	4485,71	4

154	4982,70	5128,26	4821,46	5187,26	5139,43
155	4956,14	5002,66	4952,57	5048,88	4983,72
156	4797,74	4869,08	4919,50	5033,91	5017,66
157	4432,82	4570,04	4632,31	4576,28	4519,09
158	4503,48	4482,34	4494,22	4587,81	4452,79
159	4757,39	4816,87	4852,59	4892,41	4918,21
160	5095,94	5171,56	5212,48	5136,28	5230,49
161	4851,39	4866,43	4814,58	4993,55	4938,07
162	5137,80	5215,76	5160,47	5259,25	5212,95
163	4869,68	4935,93	4793,67	5011,44	4881,32
164	4416,84	4699,75	4418,94	4502,44	4436,59
165	4914,40	4952,78	4927,61	4972,75	4942,92
166	4516,35	4658,20	4428,01	4505,24	4472,49
167	5059,21	5125,86	4999,01	5096,40	5199,66
168	5138,48	5116,52	5152,47	5247,08	5153,42
169	4858,33	5006,65	5067,01	5097,50	5097,35
170	4763,62	4822,31	4823,17	4843,11	4826,37
171	4931,91	4881,44	4905,38	4917,42	4946,59
172	4527,49	4619,12	4480,03	4573,88	4551,36
173	4817,79	4889,64	4672,69	4909,17	4703,94
174	4823,93	4822,90	4808,58	4868,79	4786,17
175	4894,18	4999,93	4948,33	5065,07	5205,47
176	4768,94	4868,02	4852,50	4869,18	4885,13
177	4896,64	4886,93	4969,29	4767,43	4784,17
178	4872,58	4930,77	5045,18	5051,71	5145,75
179	4919,65	4914,73	5016,60	5039,67	5077,64
180	4706,43	4739,77	4741,34	4746,48	4755,82
181	5111,80	5192,87	5057,26	5204,36	5112,45
182	4883,14	4873,09	4803,87	4977,01	4855,92
183	4409,14	4394,12	4374,98	4551,70	4395,97
184	5051,66	5020,06	5008,27	5136,12	5103,77
185	4659,64	4650,43	4682,55	4738,13	4723,25
186	4796,66	4872,84	4612,71	4910,91	4840,83

187	5005,14	5050,06	5071,37	5123,06	5144,38
188	4773,48	4895,59	4765,02	4868,34	4870,80
189	4716,10	4686,79	4708,36	4778,42	4646,12
190	4914,92	4983,65	5041,33	5069,02	5083,81
191	4775,98	4844,47	4754,48	4835,35	4857,61
192	4445,41	4558,17	4499,81	4542,70	4567,49
193	4909,04	5010,45	4883,59	4980,83	4892,09
194	5051,85	5097,63	4922,66	5165,75	5097,38
195	4898,47	5032,15	4994,16	5081,93	5013,95
196	4755,85	4799,37	4739,20	4789,69	4812,83
197	5005,07	5048,80	5038,30	5200,38	5199,96
198	4976,77	5136,58	5047,83	5127,95	5113,98
199	4754,23	4800,55	4763,01	4807,58	4670,99
200	4841,26	5023,60	4969,72	5105,31	5126,25

* Dosímetro excluído.

A.2 – Reprodutibilidade e sensibilidade dos dosímetros termoluminescentes

Seguem abaixo, na tabela A.2, os resultados dos cálculos da reprodutibilidade e sensibilidade dos dosímetros TL:

TLD	FS _{TLD}	CV _{TLD}		12	1,0048	1,78%	-	24	24 1,0475
1	0,9662	1,34%	,	13	0,9679	1,43%		25	25 0,9284
2	1,0742	1,36%		14	1,0715	3,16%		26	26 1,0053
3	1,0143	5,13%		15	1,0162	1,31%		27	27 0,9565
4	0,9481	1,27%		16	0,8958	0,52%		28	28 1,0188
5	0,9790	3,26%		17	1,0604	1,69%		29	29 1,0362
6	1,0192	1,43%		18	0,9717	1,73%		30	30 0,9665
7	1,0783	1,96%		19	0,9914	3,06%		31	31 1,0773
8	1,0001	1,48%		20	1,0104	0,92%		32	32 0,9935
9	0,9647	2,59%		21	0,9978	1,02%		33	33 0,9733
10	0,9682	2,25%		22	0,9933	1,49%		34	34 1,0196
11	0,9974	0,71%		23	1,0002	1,86%		35	35 0,9250

Tabela A. 2 – Reprodutibilidade e sensibilidade dos dosímetros TL.

36	0,9394	1,23%	69	1,0263	0,58%	102	0,9411	1,50%
37	0,9607	1,38%	70	1,0791	1,91%	103	1,0071	2,36%
38	0,9740	2,23%	71	1,0630	1,82%	104	0,9437	0,97%
39	1,0126	1,39%	72	1,0742	1,84%	105	1,0278	1,02%
40	0,9418	1,12%	73	0,9916	2,06%	106	0,9692	1,32%
41	1,0424	1,28%	74	1,0454	0,72%	107	0,9315	1,88%
42	0,9312	2,14%	75	1,0438	1,54%	108	1,0349	1,43%
43	0,9935	1,21%	76	0,9761	1,36%	109	0,9836	2,01%
44	1,0284	1,06%	77	1,0461	1,68%	110	1,0286	1,31%
45	1,1038	1,33%	78	1,1089	1,12%	111	0,9657	1,09%
46	1,0950	2,64%	79	1,0553	1,55%	112	1,0380	1,64%
47	0,9926	0,82%	80	0,9926	1,37%	113	1,0044	2,64%
48	0,9293	1,42%	81	*	*	114	1,0913	2,15%
49	0,9238	1,22%	82	0,9832	2,37%	115	0,9699	0,94%
50	0,9605	0,60%	83	0,9863	0,77%	116	0,9488	1,96%
51	0,9584	2,18%	84	1,0041	1,49%	117	0,9970	0,97%
52	1,0515	1,45%	85	0,9829	1,50%	118	1,0173	0,96%
53	0,9823	1,45%	86	1,0191	1,52%	119	1,0060	1,62%
54	0,9245	0,41%	87	1,0292	1,39%	120	1,0405	1,57%
55	0,9602	1,38%	88	0,9588	0,96%	121	0,9692	1,73%
56	0,9425	1,34%	89	1,0284	1,79%	122	0,9879	2,00%
57	1,0797	2,40%	90	0,9973	2,06%	123	0,9698	1,70%
58	1,0217	1,11%	91	1,0838	2,28%	124	0,9536	1,18%
59	0,9602	2,31%	92	1,0171	0,72%	125	0,9309	0,88%
60	1,0528	0,62%	93	1,0919	1,98%	126	0,9454	2,26%
61	1,0283	1,96%	94	1,0264	1,28%	127	1,1090	2,11%
62	1,0542	1,33%	95	0,9710	0,90%	128	1,0062	2,11%
63	1,0795	2,25%	96	1,0427	1,45%	129	0,9619	1,42%
64	1,0394	2,41%	97	0,9968	2,20%	130	0,9622	0,67%
65	1,0177	2,52%	98	1,0229	1,88%	131	0,9803	0,83%
66	0,9475	1,14%	99	1,0002	2,87%	132	0,9437	1,64%
67	1,0331	1,52%	100	1,0503	1,53%	133	1,0422	1,18%
68	1,0116	1,40%	101	0,9464	0,61%	134	1,0094	1,01%

135	0.9830	1 19%	158	1 00//	1 200/	10	1	0.0511	1 400/
	-)	1,1770	130	1,0844	1,39%	10	1	0,9511	1,49%
136	0,9895	1,62%	159	1,0076	1,63%	18	2	1,0012	1,60%
137	0,9863	2,62%	160	0,9449	1,32%	18	3	1,1038	2,01%
138	0,9777	1,38%	161	0,9983	1,83%	18	4	0,9646	1,34%
139	0,9099	2,57%	162	0,9398	1,16%	18	5	1,0413	1,02%
140	1,0517	2,86%	163	0,9972	2,05%	18	6	1,0162	3,01%
141	0,9748	2,91%	164	1,0867	3,31%	18	7	0,9617	1,37%
142	1,0009	1,32%	165	0,9883	0,57%	18	8	1,0103	1,57%
143	1,0347	1,48%	166	1,0816	2,39%	18	9	1,0377	1,27%
144	1,0793	1,93%	167	0,9585	1,83%	19	0	0,9733	1,72%
145	0,9513	0,22%	168	0,9463	1,21%	19	1	1,0147	1,17%
146	1,0000	0,65%	169	0,9720	2,49%	19	2	1,0800	1,38%
147	0,9098	1,80%	170	1,0143	0,78%	19	3	0,9897	1,43%
148	0,9726	1,48%	171	0,9935	0,63%	19	4	0,9640	2,21%
149	0,9830	0,70%	172	1,0734	1,42%	19	5	0,9761	1,68%
150	0,9869	2,98%	173	1,0179	2,77%	19	6	1,0220	0,80%
151	1,0124	1,45%	174	1,0129	0,78%	19	7	0,9580	2,30%
152	1,0031	1,68%	175	0,9725	2,97%	19	8	0,9614	1,65%
153	1,1029	1,85%	176	1,0074	1,18%	19	9	1,0263	1,42%
154	0,9669	3,68%	177	1,0049	2,15%	20	0	0,9743	2,85%
155	0,9791	0,98%	178	0,9751	2,67%	*D) os	ímetro de	scartado
156	0,9913	2,51%	179	0,9781	1,82%				
157	1,0744	2,05%	180	1,0309	0,48%				

A.3 – Respostas dos dosímetros de controle e de referência.

Seguem abaixo as leituras dos dosímetros de controle ($R_{CC, CD}$), nas tabelas A.3, A.5, A.6, A.9, A.10, A.12 e A.14, bem como as respostas da câmara de ionização PTW, nas tabelas A.4, A.7, A.8, A.11, A.13 e A.15, utilizadas na determinação da dose de 2 Gy de referência para determinação dos fatores de controle para cada procedimento de leitura.

A.3.1 – Curva de Calibração

A.3.1.1 – Dosímetros de controle

CD	L _{CC, CD} (nC)
16	10541,381
26	9092,783
33	9960,161
50	9832,887
54	10463,161
69	9193,697
101	10291,236
145	9962,271
165	9495,102
180	8921,483

Tabela A. 3 – Leituras dos dosímetros de controle referente à curva de calibração.

A.3.1.2 – Câmara de ionização

Tabela A. 4 – Resposta da câmara de ionização para o controle das respostas TL referente à curva de calibração.

Temperatura (K)	Pressão (Pa)	Leitura (nC)
297,1	1010,8	25,31

A.3.2 – Irradiação com alteração do feixe e material

A.3.2.1 – Dosímetros de controle

CD	L _{DM, CD} (nC)
16	9780,715
26	8827,348
33	9026,049
50	9267,842
54	9676,111
69	8549,706
101	9693,443
145	9331,684
165	9108,259
180	8515,659

Tabela A. 5 – Leituras dos dosímetros de controle referente à alteração do material.

Tabela	A.	6 –	Leituras	dos	dosímetros	de	controle	referente	à	alteração	do	feixe	de
radiaçã	o e	mate	rial.										

CD	L _{DE, CD} (nC)
16	10001,294
26	8723,731
33	9136,061
50	9173,477
54	9746,04
69	8858,54
101	9734,942
145	9633,991
165	9207,359
180	8836,462

A.3.2.2 – Câmara de ionização

Tabela A. 7 – Resposta da câmara de ionização para o controle das respostas TL referente à alteração do material.

Temperatura (K)	Pressão (Pa)	Leitura (nC)
294,6	1018,2	25,58

Tabela A. 8 – Resposta da câmara de ionização para o controle das respostas TL referente à alteração do feixe de radiação e material.

Temperatura (K)	Pressão (Pa)	Leitura (nC)
297	1013,2	25,38

A.3.3 – Dependência energética

A.3.3.1 – Dosímetros de controle

Tabela A. 9 – Lleituras dos dosímetros de controle referente à dependência energética.

CD	L _{DE, CD} (nC)
16	5024,983
26	4530,072
33	4685,168
50	4834,097
54	4957,669
69	4491,645
101	5033,74
145	4772,095
165	4585,083
180	4447,034

A.3.4 – Teleterapia com o uso do ⁶⁰Co

A.3.4.1 – Dosímetros de controle

Tabela A. 10 – Leituras dos dosímetros de controle referente à teleterapia com o uso do 60 Co.

CD	$L_{CO, CD}$ (nC)
16	10073,105
26	8933,503
33	9343,316
50	9597,488
54	9984,514
69	8913,358
101	9869,128
145	9756,203
165	9191,876
180	9082,422

A.3.4.2 - Câmara de ionização

Tabela A. 11: Resposta da câmara de ionização para o controle das respostas TL referente à teleterapia com o uso do 60 Co.

Temperatura (K)	Pressão (Pa)	Leitura (nC)
297,1	1010,1	25,31

A.3.5 – Teleterapia com o uso do filtro dinâmico.

A.3.5.1 – Dosímetros de controle

Tabela A. 12 – Leituras dos dosímetros de controle referente à teleterapia com o uso do filtro dinâmico.

CD	$L_{FD, CD}(nC)$
16	10124,512
26	8800,602
33	9159,367
50	9358,549
54	9731,629
69	8784,925
101	9900,708
145	9522,612
165	9228,646
180	8661,579

A.3.5.2 – Câmara de ionização

Tabela A. 13 – Resposta da câmara de ionização para o controle das respostas TL referente à teleterapia com o uso do filtro dinâmico.

Temperatura (K)	Pressão (Pa)	Leitura (nC)
294,8	1020,6	25,8

A.3.6 – Teleterapia com uso do sistema MLC

A.3.6.1 – Dosímetros de controle.

Tabela A. 14 – Leituras dos dosímetros de controle referente à teleterapia com compensação eletrônica.

CD	L _{CE, CD} (nC)
16	9780,715
26	8827,348
33	9026,049
50	9267,842
54	9676,111
69	8549,706
101	9693,443
145	9331,684
165	9108,259
180	8515,659

A.3.6.2 – Câmara de ionização

Tabela A. 15 – Resposta da câmara de ionização para o controle das respostas TL referente à teleterapia com o uso da compensação eletrônica.

Temperatura (K)	Pressão (Pa)	Leitura (nC)		
21,4	1018,2	25,58		

A.4 – Resultados de experimentos e respostas TL referentes à curva de calibração

A.4.1 – Resposta de dosímetros TL

Seguem abaixo, na tabela A.16, as respostas TL utilizadas na obtenção da curva de calibração.

DOSE	TLD	R _{CC, TLD} (nC)	
	25	448,47	
	35	445,16	
	36	438,24	
	42	456,40	
0.1.0	48	456,30	
0,1 Gy	49	448,71	
	107	469,64	
	125	460,11	
	139	463,11	
	147	448,65	
	40	1273,16	
	56	1272,72	
	66	1281,68	0,8 G
	102	1314,49	
0.2.0	104	1299,78	
0,3 Gy	126	1314,25	
	132	1304,37	
	160	1303,87	
	162	1289,72	
	168	1297,22	1,0 G
0.5.0	4	2206,41	
0,5 Gy	27	2155,85	

Tabela A. 16 - Respostas TL utilizadas na obtenção da curva de calibração.

	106	4489,15
	115	4622,80
	121	4740,70
	123	4467,96
	154	4527,89
	18	6756,50
	38	6866,92
	76	6822,31
	141	7050,20
1.5 Cy	148	7063,82
1, 5 Uy	175	6950,01
	178	7007,66
	190	7312,97
	195	7270,65
	200	6956,62
	5	8845,85
	53	9447,42
	82	9436,06
20.04	85	9288,88
2,0 Gy	131	9757,91
	135	9389,50
	138	9134,14
	149	9373,00
	155	9670,59
	179	9555,322
	19	12017,21
2,5 Gy	73	11644,66
	83	11770,45

	109	12512,87
	122	12126,18
	136	12075,47
	137	12247,1
	150	12434,8
	156	11902,76
	193	12495,37
	22	14255,73
	32	13630,29
	43	14107,8
	47	14166,34
2 Cu	80	14718,43
5 Uy	90	14513,54
	97	14685,97
	117	14739,17
	163	14611,07
	171	14786,04
	8	18963,18
	11	19473,89
	21	19286,77
	23	18728,29
4 Cu	99	19460,94
4 Uy	142	19924,31
	146	19579,93
	152	19603,07
	161	19615,35
	182	19917,14

A.5 – Irradiação com alteração do feixe e do material

Seguem abaixo, na tabela A.17, as respostas TL para o cálculo do fator de correção devido à alteração do feixe e material.

Tabela A. 17 – Respostas TL para o cálculo do fator de correção devido à alteração do feixe e material.

TLD	R _{Co, TLD} (nC)	R _{AL, TLD} (nC)
5	8731,994	8503,258
53	9040,057	9100,773
82	8794,251	8849,338
85	8994,983	9041,626
131	8970,069	9240,586
135	8849,392	8958,842
138	8902,123	8963,309
149	9254,049	9150,302
155	9250,665	9263,873
179	8471,873	8713,229

A.6 – Dependência energética

Seguem abaixo, na tabela 8.18, respostas TL para o cálculo do fator de correção devido à dependência energética para irradiação dos dosímetros entre placas de água sólida.

Tabela 8. 18 – Respostas TL para o cálculo do fator de correção devido à dependência energética para irradiação dos dosímetros entre placas de água sólidaa.

TLD	$R_{Co, TLD}(nC)$	R _{AL, TLD} (nC)
5	5009,938	4999,155
53	5001,98	4971,602
82	4756,19	4889,631
85	4905,012	4913,627
131	4927,469	4976,528
135	4991,339	4970,216
138	4942,46	4965,184
149	4967,142	5079,670
155	4961,135	4922,213
179	4904,224	4995,388

A.7 – Resultados das três repetições para as teleterapias realizadas no simulador de mama

Seguem abaixo, nas tabelas A.18, A.19 e A.20 as respostas TL para as teleterapias realizadas no simulador de mama:

A.7.1 – Teleterapia	com uso	da unidade	de ⁶⁰ Co
---------------------	---------	------------	---------------------

Tabela 8. 19 – Respostas TL para a teleterapia com uso da unidade de 60 Co.

Danta	Ι	Dose	σ_D	Π	Dose	σ_D	III	DOSE	σ_D
Ponto	TLD	(cGy)	(cGy)	TLD	(cGy)	(cGy)	TLD	(cGy)	(cGy)
A09	1	214,60	8,46	64	217,05	10,39	124	226,49	8,72
A10	2	216,41	8,55	65	215,03	10,52	125	219,40	8,11
A11	4	221,85	8,65	66	214,81	8,21	126	227,81	10,59
B10	5	208,69	11,77	67	207,34	8,41	127	216,65	9,80
C04	6	217,43	8,69	68	222,53	8,87	128	224,91	10,17
C05	7	211,42	9,30	70	223,93	9,75	129	222,41	8,88
C06	8	205,42	8,27	71	208,81	8,93	130	222,26	8,03
C07	9	218,10	10,80	72	208,71	8,97	131	216,35	7,95
C08	10	209,60	9,74	73	200,49	8,98	132	197,41	8,18
C09	11	200,37	7,25	74	207,00	7,50	133	206,86	7,95
C10	12	194,49	8,26	75	207,30	8,44	134	206,97	7,76
C11	13	203,20	8,12	76	205,91	8,12	135	207,38	7,98
C12	14	200,26	11,10	77	209,24	8,73	136	209,49	8,64
C13	15	204,10	7,99	78	209,48	7,98	137	215,82	10,77
C14	17	210,94	8,82	79	216,70	8,84	138	215,10	8,53
C15	18	210,78	8,87	80	216,47	8,57	139	220,81	10,90
C16	19	230,64	12,49	82	218,36	10,38	140	234,53	12,24
D10	20	205,27	7,61	83	202,29	7,37	141	204,27	10,78
E2	21	217,39	8,17	84	222,31	8,98	142	224,94	8,84
E3	22	209,97	8,47	85	218,24	8,83	143	224,30	9,04
E10	23	195,30	8,43	86	202,18	8,20	144	208,72	9,11
E17	24	211,98	8,32	87	219,50	8,72	146	219,63	7,92
E18	25	219,50	9,76	88	230,42	8,60	147	225,71	9,63
F2	27	222,23	9,44	89	229,00	9,75	148	236,28	9,54
F3	28	209,89	9,30	90	216,72	9,71	149	219,23	7,94
-----	----	--------	-------	-----	--------	-------	-----	--------	-------
F4	29	221,08	10,50	91	217,73	10,16	150	217,48	11,63
F5	30	208,16	9,07	92	210,76	7,64	151	208,15	8,36
F6	31	201,71	9,83	93	203,71	8,97	152	204,88	8,54
F7	32	193,96	8,43	94	201,99	7,88	153	206,76	8,90
F8	34	201,64	7,85	95	202,87	7,50	154	193,23	11,83
F9	35	202,30	7,42	96	202,86	8,14	155	203,37	7,60
F10	36	200,10	7,74	97	203,88	9,38	156	206,29	10,08
F11	37	199,23	7,90	98	212,09	9,17	157	195,79	8,75
F12	38	200,19	9,25	99	203,17	10,66	158	207,97	8,26
F13	39	210,65	8,37	100	211,10	8,58	159	210,67	8,71
F14	40	207,15	7,89	102	211,16	8,55	160	211,93	8,32
F15	41	213,93	8,35	103	206,61	9,81	161	207,27	8,88
F16	42	203,70	9,26	104	215,99	8,06	162	216,31	8,29
F17	43	209,42	8,08	105	217,42	8,17	163	217,39	9,72
F18	44	217,87	8,23	106	222,25	8,73	164	225,04	12,79
G01	45	224,95	8,85	107	227,05	9,82	166	224,00	10,67
G02	46	212,89	10,65	108	221,23	8,84	167	222,54	9,54
G10	47	192,94	7,06	109	202,93	9,01	168	202,08	7,79
G18	48	223,87	8,93	110	227,37	8,92	169	225,31	10,94
G19	49	231,18	8,95	111	230,50	8,76	170	232,55	8,51
H10	51	113,28	5,34	112	109,93	4,67	171	111,20	4,05
I01	52	32,62	1,34	113	32,25	1,67	172	32,91	1,34
I03	53	35,93	1,47	114	35,24	1,65	173	35,09	1,87
105	55	37,91	1,53	115	38,04	1,44	174	37,92	1,40
I07	56	37,86	1,52	116	38,29	1,73	175	38,37	2,13
109	57	39,66	1,96	117	39,16	1,49	176	39,07	1,53
I10	58	38,83	1,50	118	40,45	1,53	177	40,53	1,90
I11	59	39,14	1,90	119	39,39	1,66	178	39,75	2,07
I13	60	39,06	1,42	120	41,03	1,72	179	39,90	1,75
I15	61	37,06	1,68	121	38,25	1,65	181	38,47	1,59
I17	62	33,82	1,36	122	37,09	1,69	182	35,21	1,48
I19	63	31,92	1,53	123	33,75	1,45	183	32,36	1,48

A.7.2 –	Teleterapia	no acelerador	linear com	uso do	filtro	dinâmico
---------	-------------	---------------	------------	--------	--------	----------

Ponto	Ι	Dose	σ_D	Π	Dose	σ_D	Ш	DOSE	σ_D
1 01110	TLD	(cGy)	(cGy)	TLD	(cGy)	(cGy)	TLD	(cGy)	(cGy)
A09	1	206,68	8,30	64	210,47	10,21	124	216,75	8,50
A10	2	210,88	8,49	65	216,58	10,73	125	213,44	8,05
A11	4	211,61	8,40	66	209,97	8,19	126	219,57	10,35
B10	5	199,17	11,35	67	202,84	8,37	127	214,99	9,86
C04	6	215,68	8,78	68	214,90	8,72	128	231,03	10,59
C05	7	208,08	9,29	70	212,03	9,38	129	223,99	9,11
C06	8	201,94	8,28	71	205,12	8,91	130	217,01	8,01
C07	9	206,31	10,35	72	202,80	8,85	131	210,84	7,91
C08	10	203,85	9,60	73	197,15	8,97	132	214,17	9,03
C09	11	202,14	7,48	74	204,06	7,56	133	207,14	8,12
C10	12	216,22	9,33	75	205,45	8,51	134	204,05	7,81
C11	13	200,90	8,18	76	208,65	8,39	135	204,93	8,05
C12	14	193,73	10,85	77	204,84	8,69	136	202,27	8,49
C13	15	201,44	8,04	78	209,96	8,16	137	214,32	10,82
C14	17	211,96	9,01	79	207,88	8,63	138	208,97	8,44
C15	18	211,20	9,04	80	219,41	8,85	139	225,24	11,26
C16	19	223,31	12,23	82	218,88	10,54	140	228,54	12,06
D10	20	195,19	7,39	83	197,72	7,36	141	202,80	10,82
E2	21	221,01	8,48	84	221,15	9,10	142	225,29	9,02
E3	22	210,97	8,67	85	219,63	9,05	143	228,70	9,39
E10	23	195,28	8,57	86	196,98	8,13	144	197,22	8,75
E17	24	209,37	8,37	87	218,46	8,85	146	224,05	8,27
E18	25	225,43	10,17	88	239,06	9,12	147	231,52	10,04
F2	27	228,17	9,85	89	233,52	10,11	148	234,67	9,64
F3	28	218,65	9,83	90	225,73	10,26	149	219,87	8,14
F4	29	216,98	10,45	91	220,62	10,43	150	218,70	11,82
F5	30	198,29	8,78	92	203,98	7,56	151	212,26	8,68

Tabela 8. 20 – Respostas TL para a teleterapia realizada no acelerador linear com uso do filtro dinâmico.

F6	31	196,38	9,70	93	202,85	9,07	152	199,76	8,47
F7	32	192,38	8,49	94	195,17	7,76	153	197,79	8,65
F8	34	202,37	8,04	95	198,80	7,51	154	187,24	11,57
F9	35	195,26	7,32	96	198,04	8,09	155	196,16	7,48
F10	36	192,90	7,61	97	199,33	9,31	156	195,91	9,70
F11	37	197,26	7,97	98	200,68	8,82	157	197,25	8,95
F12	38	198,29	9,29	99	199,57	10,59	158	202,76	8,21
F13	39	206,71	8,37	100	209,41	8,66	159	209,63	8,82
F14	40	208,20	8,09	102	205,38	8,46	160	209,26	8,37
F15	41	218,22	8,68	103	208,18	10,01	161	209,13	9,11
F16	42	217,64	10,03	104	220,86	8,42	162	217,81	8,51
F17	43	215,02	8,47	105	223,14	8,57	163	220,97	10,02
F18	44	221,65	8,55	106	226,88	9,09	164	234,77	13,45
G01	45	219,77	8,81	107	237,88	10,45	166	225,88	10,89
G02	46	216,25	10,95	108	222,61	9,06	167	219,93	9,58
G10	47	191,62	7,17	109	198,12	8,93	168	196,17	7,71
G18	48	224,61	9,13	110	226,22	9,04	169	233,57	11,48
G19	49	229,39	9,05	111	237,70	9,23	170	237,67	8,90
H10	51	112,32	5,37	112	106,08	4,59	171	118,61	4,43
I01	52	14,94	0,62	113	14,82	0,78	172	15,66	0,65
I03	53	18,51	0,77	114	17,05	0,81	*	*	*
I05	55	19,60	0,81	115	19,93	0,77	174	20,30	0,77
I07	56	20,53	0,84	116	20,40	0,94	*	*	*
I09	57	19,80	0,99	117	20,32	0,79	176	21,25	0,85
I10	58	20,22	0,80	118	21,43	0,83	*	*	*
I11	59	20,87	1,03	119	21,54	0,93	178	21,47	1,13
I13	60	20,21	0,75	120	21,54	0,92	*	*	*
I15	61	19,41	0,89	121	19,81	0,87	*	*	*
I17	62	17,36	0,71	122	18,01	0,83	*	*	*
I19	63	14,15	0,69	123	14,62	0,64	183	15,31	0,71

*Dosímetro não irradiado

A.7.3 –	Teleterapia	no	acelerador	linear	com	compensação	eletrônica	utilizando	0
Colimad	or Multilâmi	nas							

Donto	Ι	Dose	σ_D	II	Dose	σ_D	III	DOSE	σ_D
ronto	TLD	(cGy)	(cGy)	TLD	(cGy)	(cGy)	TLD	(cGy)	(cGy)
A09	1	191,45	7,79	66	198,31	7,84	128	199,70	9,27
A10	2	185,04	7,55	67	200,88	8,40	129	202,73	8,35
A11	4	197,92	7,97	68	197,10	8,10	130	198,78	7,45
B10	6	194,89	8,04	70	197,52	8,84	132	207,07	8,84
C04	7	188,15	8,51	71	187,82	8,26	133	191,64	7,62
C05	8	186,65	7,76	72	192,64	8,51	134	195,37	7,59
C06	9	200,42	10,15	73	188,99	8,69	136	200,12	8,51
C07	10	198,92	9,47	74	197,52	7,44	137	202,67	10,34
C08	11	200,97	7,56	75	201,80	8,47	139	207,75	10,49
C09	12	207,41	9,06	76	201,76	8,22	140	211,09	11,25
C10	13	193,22	7,97	77	201,49	8,65	141	199,37	10,72
C11	14	186,12	10,51	78	202,66	7,99	142	201,70	8,18
C12	15	193,59	7,84	79	203,30	8,55	143	204,34	8,49
C13	17	199,10	8,57	80	204,56	8,36	144	195,30	8,76
C14	18	195,14	8,46	83	195,71	7,41	146	196,35	7,34
C15	19	201,99	11,17	84	193,35	8,06	147	201,76	8,86
C16	20	195,50	7,52	86	199,25	8,34	148	201,00	8,36
D10	21	197,06	7,67	87	199,57	8,19	150	203,76	11,11
E2	22	182,70	7,61	88	195,68	7,56	151	185,03	7,67
E3	23	186,02	8,26	89	197,42	8,65	152	189,69	8,15
E10	24	193,96	7,86	90	204,97	9,43	153	199,52	8,83
E17	25	198,15	9,05	91	205,59	9,83	157	183,05	8,40
E18	27	188,21	8,23	92	190,19	7,16	158	198,37	8,14
F2	28	187,89	8,55	93	186,60	8,45	159	203,49	8,67
F3	29	205,70	10,01	94	190,73	7,69	160	202,04	8,20
F4	30	195,54	8,76	95	196,47	7,54	154	191,61	11,90
F5	31	190,79	9,52	96	197,41	8,17	156	192,60	9,63

Tabela 8. 21 – Respostas TL para a teleterapia realizada no acelerador linear com compensação eletrônica por IMRT.

F6	32	194,13	8,67	97	199,10	9,39	161	195,46	8,62
F7	34	204,32	8,23	98	202,70	9,01	162	197,14	7,81
F8	35	198,37	7,56	99	196,42	10,51	163	196,75	9,03
F9	36	194,74	7,79	100	197,33	8,27	164	196,34	11,38
F10	37	200,75	8,22	102	198,25	8,28	166	201,67	9,84
F11	38	190,40	9,02	103	190,16	9,25	167	200,02	8,81
F12	39	205,72	8,44	104	204,95	7,93	168	201,96	8,06
F13	40	199,50	7,87	105	198,78	7,74	169	206,77	10,27
F14	41	203,83	8,22	106	194,59	7,89	170	202,98	7,69
F15	42	198,72	9,27	107	206,10	9,16	171	197,62	7,38
F16	43	193,31	7,72	108	195,87	8,08	172	195,17	8,04
F17	44	192,74	7,54	109	205,39	9,36	173	196,53	10,31
F18	45	190,41	7,74	110	201,09	8,14	174	195,57	7,41
G01	46	190,27	9,74	111	198,14	7,78	175	196,99	10,73
G02	47	193,04	7,34	112	188,10	8,03	176	193,42	7,69
G10	48	195,99	8,07	113	195,57	10,00	177	207,05	9,67
G18	49	197,23	7,88	114	193,03	9,02	178	200,99	10,35
G19	51	203,27	9,54	115	198,45	7,66	181	197,39	8,23
H10	56	94,57	3,94	116	109,89	5,11	182	94,75	4,12
I01	52	10,95	0,46	117	11,48	0,45	183	10,91	0,51
I03	57	14,08	0,71	118	15,16	0,60	184	14,49	0,60
I05	55	16,73	0,70	119	17,58	0,77	185	16,72	0,66
I07	58	17,17	0,69	120	18,43	0,80	186	17,82	1,01
I09	59	18,48	0,92	121	19,23	0,86	187	18,53	0,78
I10	60	18,06	0,69	122	18,67	0,87	188	19,58	0,85
I11	61	17,82	0,83	123	18,70	0,83	189	18,45	0,76
I13	62	17,14	0,71	124	18,17	0,74	190	18,03	0,80
I15	63	15,63	0,77	125	16,12	0,63	191	17,34	0,70
I17	64	13,83	0,70	126	13,88	0,68	192	13,60	0,57
I19	65	10,79	0,56	127	10,84	0,52	193	11,15	0,47