



AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM TELETERAPIA PARA O TRATAMENTO DE CÂNCER DE MAMA MASCULINA

Nilmara Almeida Guimarães

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro

Abril de 2015

AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM TELETERRAPIA PARA O TRATAMENTO DE
CÂNCER DE MAMA MASCULINA

Nilmara Almeida Guimarães

TESE 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 DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Dr. Luís Eduardo Barreira Brandão, D.Sc.

Prof. Vitor Luiz Bastos de Jesus, D.Sc.

Dr. Juraci Passos dos Reis Junior, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2015

Guimarães, Nilmara Almeida

Avaliação Dosimétrica em Teleterapia para o Tratamento de Câncer de Mama Masculina/ Nilmara Almeida Guimarães. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XVI, 94 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 81-88.

1. Mama Masculina. 2. Dosimetria. 3. MCNPX. I. Silva, Ademir Xavier da. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pela vida e por toda força que recebi para prosseguir.

Aos meus pais por terem me concebido e cuidado de mim por todos estes anos, me fazendo ser uma pessoa com caráter e princípios.

Ao meu marido pelo apoio e acompanhamento, tantas noites sem dormir e tantos finais de semanas que ele passou sentado no banco de espera da clínica, aguardando que eu saísse logo.

Ao meu filho, o melhor presente que já pude receber na vida!

A Prof^ª Verginia Reis Crispim, pela sua dedicação, competência, paciência na orientação deste trabalho, minha sincera gratidão pelo carinho e amizade.

Ao Prof^º Ademir Xavier da Silva por ter me acolhido com tanta dedicação e presteza.

Ao Hélio Salmon e equipe da COI – Clínicas Oncológicas Integradas por toda ajuda e apoio para realização das irradiações.

Ao Roberto Salomon, Paul Clivland e equipe do SQRI/INCa - Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes do Instituto Nacional de Câncer por toda ajuda e apoio para realização das leituras dos dosímetros termoluminescentes.

A CAPES pelo suporte financeiro fundamental para a realização deste trabalho.

A todos os professores do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE, por contribuírem para o meu crescimento profissional.

A todos os funcionários do Programa de Engenharia Nuclear que sempre estiveram prontos a colaborar.

A todos os componentes da banca examinadora deste trabalho, por terem aceitado o convite para avaliar esta Tese.

A todos os amigos próximos ou distantes sempre presentes em minha trajetória, que de alguma forma, colaboraram para o término deste trabalho.

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

AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM TELETERAPIA PARA O TRATAMENTO DE CÂNCER DE MAMA MASCULINA

Nilmara Almeida Guimarães

Abril/2015

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

A taxa de câncer de mama masculina tem aumentado nos últimos anos e na falta de protocolos próprios, o tratamento preconizado para o câncer de mama no homem segue o estabelecido para a neoplasia da mama feminina. O objetivo do presente trabalho é avaliar a distribuição de dose na mama masculina seguindo o protocolo utilizado para tratamento da mama feminina. Para isso, o tratamento do câncer de mama masculina foi simulado com a irradiação por acelerador linear no fantoma físico Alderson Rando e as doses absorvidas foram medidas com os dosímetros de termoluminescência TLD-100 e filmes radiocrômicos. Os resultados obtidos pelos TLDs foram até 8,5% maiores que as doses planejadas, e até 16% maiores que as medições usando filmes radiocrômicos. Além disso, o mesmo tratamento foi simulado por Monte Carlo no código MCNP e os resultados obtidos foram até 12% maiores que as doses planejadas, e até 15% menores que as medições usando TLDs. Os resultados determinados utilizando os dosímetros TLDs sugerem que o tratamento do câncer de mama masculina usando o protocolo de tratamento para a neoplasia da mama feminina deve ser revisto, uma vez que são observados valores de dose maiores que aqueles obtidos pelo sistema de planejamento.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

DOSIMETRIC EVALUATION IN TELETHERAPY FOR THE TREATMENT OF
MALE BREAST CANCER

Nilmara Almeida Guimarães

April/2015

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

The rate of male breast cancer has increased in recent years and the lack of own proper protocols, the recommended treatment for breast cancer in men follows the established for cancer of the female breast. The objective of this study aims to evaluate the dose distribution in the male breast following the protocol used for the treatment of female breast cancer. Thus, the treatment of male breast cancer was simulated with the irradiation by linear accelerator in the physical phantom Alderson Rando and the absorbed doses were measured with TLD-100 thermoluminescent dosimeters and radiochromic films. The results were obtained by TLD to 8.5% larger than the planned dose, and up to 16% larger than the measurements using radiochromic films. Moreover, the same treatment was simulated by Monte Carlo MCNP code and the results were up to 12% greater than the planned dose, and 15% lower than the measurements using TLDs. The results determined with the TLDs dosimeters suggest that treatment of male breast cancer using the protocol for the treatment of female breast cancer should be revised, since the observed values dose are higher than those obtained by the planning system.

Sumário

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 - Generalidades	1
1.2 - Motivação e Relevância.....	2
1.3 - Objetivo	2
1.4 - Revisão da literatura	3
1.5 – Disposição do trabalho	7
CAPÍTULO 2 - CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	9
2.1 - Radiações Ionizantes.....	9
2.1.1 - Interação da Radiação Ionizante com o Corpo Humano.....	9
2.2.- Radioterapia	10
2.2.1 - Acelerador Linear Radioterápico.....	11
2.3.- Grandezas Dosimétricas.....	14
3.1 - Exposição.....	15
2.3.2 - Kerma	15
2.3.3 - Dose Absorvida	15
2.3.4 - Grandezas de Proteção Radiológica.....	16
2.3.4.1 - Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, D_T	16
2.3.4.2 - Dose Equivalente (H_T).....	16
2.3.4.3 - Dose Efetiva (E).....	17
2.3.5 - Fatores de Ponderação.....	18
2.3.5.1 - Fatores de Peso da Radiação, w_R	18

2.3.5.2 - Fatores de Peso do Tecido, w_T	20
2.3.6 - Build-Up e Equilíbrio Eletrônico	22
2.3.7 - Dose em Profundidade	23
2.3.8 - Distribuição de Dose.....	23
2.4 - Dosímetros para a Radiação Ionizante	24
2.5 - Filmes Radiocrômicos	24
2.6 - Dosímetro Termoluminescente	26
2.6.1 - Fluoreto de Lítio como Dosímetro Termoluminescente	28
2.6.2 - Características Dosimétricas do TL.....	29
2.6.2.1 - Sensibilidade.....	29
2.6.2.2 – Reprodutibilidade.....	30
2.6.2.3 - Relação entre a Resposta dos Dosímetros Termoluminescentes e a Dose Absorvida.....	30
2.6.2.4 - Desvanecimento.....	31
2.6.2.5 - Dependência Energética.....	31
2.7 - Tratamento Térmico.....	31
2.8 – Simuladores Antropomórficos ou Fantomas.....	32
2.8.1 – Fantoma Matemático.....	32
2.8.2 - Fantoma Físico.....	33
2.8.3 - Fantoma em Voxel.....	35
2.9 – Simulação por Monte Carlo	35
2.9.1 – Técnica de Redução de Variância	35
CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA	37
3.1. Equipamento de Teleterapia.....	37
3.2. Dosímetros Termoluminescentes.....	37
3.2.1. Caracterização dos dosímetros termoluminescentes.....	38
3.2.1.1. Identificação dos TLDs.....	38
3.2.1.2. Pré-tratamento Térmico.....	39

3.2.1.3.	Empilhamento e Leitura dos TLDs.....	39
3.2.1.4.	Avaliação da Sensibilidade.....	40
3.2.1.5.	Avaliação da Linearidade.....	42
3.2.1.6.	Determinação da Dose Absorvida pelos TLDs.....	43
3.3.	Filmes Radiocrômicos.....	44
3.3.1.	Calibração do Filme Radiocrômico.....	44
3.4.	Sistema de Planejamento de Tratamento do Câncer de Mama masculina.....	46
3.5.	Simulação por Monte Carlo no MCNPX	47
3.5.1.	Estruturas Repetidas para Formação da Geometria.....	48
3.5.2.	Preenchimento dos Universos.....	49
3.5.3.	Definição dos Voxels na Malha Principal.....	49
3.5.4.	Transformação de uma Matriz em Estruturas Repetidas.....	50
3.5.5.	A Malha Auxiliar.....	51
3.5.6.	Representação do Bloco de Materias.....	52
3.5.7.	Descrição dos Dosímetros Termoluminescentes.....	53
3.5.8.	A Definição da Fonte.....	54
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....		55
4.1.	Determinação da Leitura de Base (<i>background</i>) dos TLDs.....	55
4.2.	Estudo da Sensibilidade dos TLDs.....	55
4.3.	Estudo da Linearidade dos TLDs.....	55
4.4.	Estudo das Incertezas	57
4.5.	Doses Absorvidas obtidas com TLDs - Primeira Medição.....	58
4.6.	Doses Absorvidas obtidas com TLDs - Segunda Medição.....	66
4.7.	Curva de Calibração dos Filmes Radiocrômicos.....	72
4.8.	Resultados Obtidos com os Filmes Radiocrômicos.....	72
4.9.	Resultados Obtidos com o Fantoma em Voxel do Alderson Rando.....	76

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES E SUGESTÕES	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81
ANEXO A	89

Índice de Figuras

Figura 2.1 – Ilustração de um acelerador linear usado em radioterapia.	12
Figura 2.2 – Diagrama de um acelerador	12
Figura 2.3 - Esquemas do cabeçote de um acelerador para produção de fótons e elétrons	13
Figura 2.4 - Detalhes dos componentes do cabeçote de um acelerador linear	13
Figura 2.5 – Simulação de tamanhos de campo de radiação com colimador secundário formado por quatro blocos	14
Figura 2.6 – Fator de peso da radiação para nêutrons, w_R , em função da energia.	19
Figura 2.7 – Distribuição em camadas de um filme <i>Gafchromic</i> EBT QD+.	25
Figura 2.8 – Tela gráfica do FilmQA Pro 2014 convertendo o campo irradiado em escala de cores para análise da dose, simetria e planura do feixe de radiação e tamanho de campo.	26
Figura 2.9 – Ilustração esquemática do fenômeno de Luminescência.	27
Figura 2.10 – Dosímetros termoluminescentes com diferentes formas e dimensões.	28
Figura 2.11 – Fantoma adulto médio do (a) homem (ADAM); (b) mulher (EVA).	33
Figura 2.12 - Fantoma <i>Alderson Rando</i> .	34
Figura 2.13 - Fatia do fantoma <i>Alderson Rando</i> com TLDs e orifícios	34
Figura 3.1 – Acelerador linear utilizado no presente trabalho.	37
Figura 3.2 – TLD-100 dentro da copela.	38
Figura 3.3 – Elevador utilizado para empilhar as copelas.	39
Figura 3.4 – Imagens da Leitora de TLDs Fimel PCL3 do SQRI. (a) vista externa; (b) vista do interior da leitora, onde se posiciona o carregador de TLDs.	40
Figura 3.5 – Arranjo experimental para caracterização do TLD com uso de placa sólida.	41
Figura 3.6 – Ilustração de um pino retirado da fatia do simulador <i>Alderson Rando</i> .	43
Figura 3.7 – Pedacos dos filmes irradiados para calibração.	44
Figura 3.8 – Sistema para aquisição da imagem do filme radiocrômico utilizando um ScanMaker 9800XL Microtek	45

Figura 3.9 – Filmes radiocrômicos distribuídos entre as fatias do simulador <i>Alderson Rando</i> .	46
Figura 3.10 – Tela gráfica do <i>Prowess</i> com os pontos de interesse inseridos.	47
Figura 3.11 – Visualização da simulação da fatia 15, com as esferas detectoras, do fantoma <i>Alderson Rando</i> pelo MCNPX adquirida pelo <i>software</i> Moritz	48
Figura 3.12 – Linha de comando do MCNP que representa na célula principal o preenchimento por vácuo, a interseção dos planos e a importância para fótons e elétrons	49
Figura 3.13 – Representação dos comandos que definem as dimensões da aresta do voxel, através das intersecções de planos. Este universo é preenchido inicialmente por vácuo	50
Figura 3.14 – Exemplo da transformação de uma matriz 2D para o modelo de estruturas repetidas	50
Figura 3.15 – Descrição dos universos com especificação da densidade e materiais que irão compor os voxels	51
Figura 3.16 – Comando que representa a criação da malha auxiliar	52
Figura 3.17 – Elementos químicos presentes no pulmão com suas respectivas porcentagens	53
Figura 3.18 – Bloco de células para as esferas detectoras no fantoma <i>Alderson Rando</i>	53
Figura 3.19 – Características do Acelerador Linear	54
Figura 4.1 – Gráfico relacionando o F_{lin} dos TLDs com a dose.	56
Figura 4.2 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 13 do <i>Alderson Rando</i> .	60
Figura 4.3 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 14 do <i>Alderson Rando</i> .	61
Figura 4.4 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 15 do <i>Alderson Rando</i> .	62
Figura 4.5 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 16 do <i>Alderson Rando</i> .	63
Figura 4.6 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 17 do <i>Alderson Rando</i> .	64

Figura 4.7 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulados na fatia 18 do <i>Alderson Rando</i> .	65
Figura 4.8 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulados na fatia 19 do <i>Alderson Rando</i> .	66
Figura 4.9 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulados na fatia 15 do fantoma <i>Alderson Rando</i> .	68
Figura 4.10 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulados na fatia 16 do fantoma <i>Alderson Rando</i> .	69
Figura 4.11 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulados na fatia 17 do fantoma <i>Alderson Rando</i> .	70
Figura 4.12 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulados na fatia 18 do fantoma <i>Alderson Rando</i> .	71
Figura 4.13 – Curva de calibração experimental resultante da análise realizada pelo <i>software</i> FilmQA Pro 2014.	72
Figura 4.14 – Representação da localização dos TLDs na imagem, obtida pelo <i>software</i> FilmQA Pro 2014, do filme radiocrômico irradiado na fatia 15 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	73
Figura 4.15 – Representação da localização dos TLDs na imagem, obtida pelo <i>software</i> FilmQA Pro 2014, do filme radiocrômico irradiado na fatia 16 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	74
Figura 4.16 – Representação da localização dos TLDs na imagem, obtida pelo <i>software</i> FilmQA Pro 2014, do filme radiocrômico irradiado na fatia 17 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	75
Figura 4.17 – Representação da localização dos TLDs na imagem, obtida pelo <i>software</i> FilmQA Pro 2014, do filme radiocrômico irradiado na fatia 18 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	76
Figura 4.18 – Visualização da simulação do tratamento do câncer de mama experimental pelo MCNPX adquirida pelo <i>software</i> Moritz.	77

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 – Valores dos fatores de peso da radiação, wR	19
Tabela 2.2 – Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva.	21
Tabela 2.3 – Valores da profundidade de material onde se inicia o equilíbrio eletrônico, em função da energia máxima dos fótons incidentes.	23
Tabela 2.4 – Propriedades da formulação do TLD-100 do LiF:Mg, Ti	29
Tabela 4.1 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 13 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	60
Tabela 4.2 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 14 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	61
Tabela 4.3 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 15 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	62
Tabela 4.4 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 16 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	63
Tabela 4.5 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 17 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	64
Tabela 4.6 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 18 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	65
Tabela 4.7 - Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 19 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	66
Tabela 4.8 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 15 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	68
Tabela 4.9 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 16 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	69
Tabela 4.10 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 17 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	70

Tabela 4.11 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 18 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	71
Tabela 4.12 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico com TLDs e doses planejadas na fatia 15 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	73
Tabela 4.13 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico com TLDs e doses planejadas na fatia 16 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	74
Tabela 4.14 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico com TLDs e doses planejadas na fatia 17 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	75
Tabela 4.15 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico com TLDs e doses planejadas na fatia 18 do simulador <i>Alderson Rando</i> .	76
Tabela 4.16 – Diferença percentual do Fator Filtro 30° simulado e experimental.	78
Tabela 4.17 – Comparativo de doses absorvidas obtidas por simulação no MCNPX do fantoma <i>Alderson Rando</i> e pelo sistema de planejamento.	78

Índice de Quadros

Quadro 2.1 – Etapas da radioterapia.

11

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. Generalidades

O câncer é causado pela multiplicação desordenada de células de um tecido ou de um órgão, que se dividem, sem controle, podendo invadir outros tecidos do organismo, por meio da circulação sanguínea e do sistema linfático [1]. O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais frequente no mundo, sendo a principal causa de morte entre as mulheres, podendo ocorrer também em homens [2].

O câncer de mama masculina é uma doença rara [3] e por este motivo, é pouco estudada. Este tipo de câncer representa cerca de 1% de todos os cânceres de mama, sendo responsável por menos de 0,1% das mortes em homens [4, 5]. O câncer pode ser tratado de diversas maneiras, por: cirurgia, quimioterapia, radioterapia ou uma combinação delas.

A cirurgia é um tratamento invasivo, no qual o tumor ou parte dele é retirado, podendo ser realizada no momento do diagnóstico. A quimioterapia utiliza medicamentos para destruir as células tumorais, sendo que cada medicamento age distintamente dentro do corpo humano. Por esse motivo, são utilizados diversos tipos de medicamentos, a cada vez que o paciente faz uma sessão de quimioterapia [6].

A radioterapia utiliza radiações ionizantes para destruir ou impedir que as células do tumor proliferem. O tratamento radioterápico pode ser realizado por teleterapia ou braquiterapia [7]. Na teleterapia, o feixe de radiação é emitido por um aparelho e direcionado sobre a região lesionada pelo tumor, com o paciente deitado, podendo as aplicações ser diárias. Já, na braquiterapia, são utilizados aplicadores, os quais permitem posicionar a fonte radioativa em contato direto com o tumor. Esse tratamento é feito num ambulatório, até quatro vezes por semana, podendo necessitar de anestesia [7].

A qualidade de um tratamento radioterápico está diretamente ligada a fatores que podem ser classificados como clínicos e/ou dosimétricos [8]. Os fatores clínicos consistem de: diagnóstico, localização do tumor, estratégia do tratamento escolhido e sua contínua reavaliação. Dentro dos principais fatores dosimétricos ou físicos, que influenciam na qualidade de um tratamento radioterápico, citam-se: a incerteza no cálculo da dose, a otimização da dose e a confiabilidade dos equipamentos destinados a fornecer feixes de radiação consistentes com o planejado. Existem ainda outros fatores de influência que estão relacionados à aplicação prática do tratamento e à assistência ao paciente [8].

1.2. Motivação e Relevância

Na falta de protocolos próprios, o tratamento preconizado, para o câncer de mama no homem, sempre seguiu o estabelecido para a neoplasia de mama feminina, baseado no tratamento cirúrgico, seguido ou não de radioterapia, quimioterapia e principalmente, hormonioterapia. A hormonioterapia é um tratamento que leva à diminuição do nível de hormônios sexuais, ou que bloqueia a ação desses hormônios nas células tumorais, que dependem do estímulo hormonal [9].

A proposta deste trabalho sobre o câncer na mama masculina é motivada pela preocupação da estrutura e volume da mama masculina serem diferentes da feminina, resultando em um tratamento por radioterapia com distribuições de dose diferenciadas.

O presente trabalho foi desenvolvido para que, a partir do conhecimento da distribuição de dose na mama masculina, seja facilitado e aprimorado o sistema de planejamento da radioterapia aplicada ao câncer de mama masculina.

Devido à raridade da preocupação com o câncer de mama masculina e ao pouco conhecimento que se tem dele, tanto a população em geral, como a classe médica, possuem preconceito com o paciente que possui tal doença. Portanto, tal pesquisa também contribui para a divulgação do câncer de mama em homens.

1.3. Objetivo

A pesquisa visa estudar a distribuição de dose na mama masculina em órgãos e tecidos próximos quando irradiados por feixe provindo de um acelerador linear,

empregando-se o fantoma *Alderson Rando* e se adotando o protocolo convencional usado no tratamento de câncer de mama feminina.

Os objetivos específicos foram:

- Estudar o desempenho dos filmes radiocrômicos EBT QD+, em relação aos dosímetros termoluminescentes (TLDs) para medição da dose absorvida.
- Simular por meio do código de *Monte Carlo N-Particle* (MCNP) o fantoma *Alderson Rando* voxelizado e validar a simulação com os resultados experimentais.

1.4. Revisão de Literatura

A realização desta pesquisa científica utilizou como referência as publicações listadas neste tópico. Neste momento, cada trabalho é descrito de forma sucinta e refere-se ao tema e aos principais resultados obtidos.

Em 2002, IOPPOLO e colaboradores [10] estudaram uma versão do código *Electron Gamma Shower Versão 4* (EGS4) para simular a dose absorvida em homens durante procedimentos de diagnóstico radiológicos. As simulações foram validadas por meio do uso de fantomas homogêneos, heterogêneos e antropomórfico, *Alderson Rando*, e TLDs. Os valores medidos com TLDs nos fantomas homogêneo e heterogêneo tiveram uma discrepância média de 7%, em relação aos valores calculados pelo código EGS4.

Em 2003, ARAÚJO e colaboradores [11] realizaram um levantamento estatístico sobre a incidência de câncer de mama masculina no período de agosto de 1989 a julho de 2002 no Hospital Universitário Oswaldo Cruz e no Instituto de Mama de Recife. Foram analisados 430 pacientes, sendo 13 com câncer de mama. A idade média dos pacientes era de 65 anos e o tratamento administrado foi, em linhas gerais, cirurgia, quimioterapia, radioterapia e hormonioterapia, tal como o empregado no câncer da mama feminina, com bons resultados. Neste trabalho, destacou-se a necessidade de se investigar a possibilidade de câncer nas lesões de mama masculina, a fim de se conseguir um diagnóstico precoce.

Em 2003, RIPER e colaboradores [12] desenvolveram o Scan2MCNP, um *software* capaz de preparar os dados relativos às imagens, fornecidas por equipamentos

tomográficos ou de ressonância magnética, de forma a agrupá-los num arquivo de entrada do código MCNP.

Em 2003, BRIAN e colaboradores [13] utilizaram o código MCNP e criaram um modelo tomográfico de alta resolução do fantoma físico *Alderson Rando*, para cálculos dosimétricos. O modelo tomográfico pode avaliar planejamentos de tratamentos em radioterapia e estudar a relação das doses medidas em órgãos, ponto a ponto. Nas simulações, o erro estatístico foi menor que 5%. Os valores de doses simulados para 12 órgãos foram comparados com as medidas experimentais, sendo a maior discrepância de 8%. Essa diferença foi possivelmente devido às incertezas do posicionamento dos dosímetros no fantoma físico e no modelo Monte Carlo. A dose efetiva determinada experimentalmente diferiu da calculada pelo MCNP em 1,9%.

Em 2003, a *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* [14] publicou o relatório número 89 versando sobre os “Dados Anatômicos e Fisiológicos Básicos para Usos em Proteção Radiológica: Valores de Referência”. Este conjunto de dados fez com que KRAMER e colaboradores [15] desenvolvessem, em 2003, um novo fantoma voxel, o MAX (Male Adult voXel), que correspondia às especificações anatômicas do homem adulto de referência publicado nesse relatório da ICRP.

Em 2004, HUNT e colaboradores [16] simularam o transporte de fótons pelo corpo, os órgãos e os tecidos de um fantoma em voxel, por meio do programa “Visual Monte Carlo – dose calculation” (VMC-dc) e descreveram a dose absorvida em cada órgão e tecido relevante para o cálculo da dose efetiva, tal como definido na publicação do ICRP 60. A validação do VMC-dc foi feita em duas etapas: 1) comparando a simulação obtida com código computacional EGSnrc, da irradiação de um cubo de água por um feixe colimado de fótons de 0,662 MeV. 2) irradiando o corpo inteiro do fantoma *Alderson Rando* com o feixe de raios gama provindo de uma fonte de ^{137}Cs , colocada a uma distância de 1 m do tórax, sendo as doses medidas por TLD. Os resultados da validação mostraram-se concordantes, tanto em relação às doses obtidas utilizando o VMC-dc e os cálculos do EGSnrc, como às correspondentes ao emprego do VMC-dc e às medidas pelos TLDs. O programa VMC-dc foi, então, aplicado para o cálculo de doses devido à imersão na água, considerando emissores gama. Os

coeficientes de conversão de dose para imersão na água foram comparados com os seus equivalentes na literatura.

Em 2004, BERNARD e colaboradores [17] realizaram a validação de um sistema, denominado Paris System (PS), que estudava a distribuição de dose em procedimento de braquiterapia, por meio da simulação pelo método de Monte Carlo, medidas de dose com TLDs e filmes radiocrômicos, *GafChromic*. As distribuições de dose calculadas mostraram-se concordantes com as medições registradas pelos TLDs e nos filmes radiocrômicos, com discrepâncias inferiores a 5%.

Em 2006, MANIQUIS [18], simulou, usando o código computacional MCNP5, o cabeçote de um acelerador Varian 2100C Linac, para caracterização feixe de energia máxima de 6 MeV, num tamanho de campo normal de 10 cm x 10 cm, distando 100 cm da fonte-superfície (SSD), a fim de determinar a distribuição de dose num fantoma Virtual WaterTM. Com o propósito de combinar a curva de calibração dos dosímetros e os parâmetros clínicos utilizados nas fontes de radiação, os parâmetros foram selecionados assegurando a precisão e aceitação dos dados no meio de instituições que fornecem tratamento radioterápico, depois foram comparados com informações da literatura. Os resultados foram concordantes para a energia máxima de 6 MeV.

Em 2006, SOARES [19] apresentou, do ponto de vista experimental, algumas informações sobre o uso de filmes radiocrômico em aplicações médicas. Embora vários aspectos da dosimetria com filme radiocrômico fossem tratadas em artigos recentes [20, 21, 22], mostrou que a aplicação desses filmes é mais conveniente, quando o gradiente de dose e a taxa de dose absorvida são elevados. Essas condições são pertinentes em procedimentos: de braquiterapia, medição de pequenos campos e nas extremidades de campos de dimensões maiores (regiões penumbra).

Em 2009, HAAS e colaboradores [23] realizaram um estudo sobre os aspectos epidemiológicos, clínicos, diagnósticos e terapêuticos do câncer de mama em homens, cuja ocorrência era rara e poucos relatos se encontravam na literatura. A pesquisa de artigos científicos disponíveis na literatura em bases de dados, tal como a BIREME - Biblioteca Virtual em Saúde, que possibilita acesso à Lilacs (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde) e à base de dados PUBMED (Biblioteca Nacional de Medicina dos Estados Unidos). O câncer de mama representa menos de 1%

de todos os cânceres em homens, contudo, a ocorrência dessa neoplasia tende a aumentar, em função da má qualidade de vida e pela dificuldade de se efetuar diagnóstico precoce. A incidência aumentou significativamente de 0,86 a 1,06 por 100.000 homens, ao longo dos últimos 26 anos; as taxas mais altas ocorrem na América do Norte e na Europa e as taxas mais baixas, na Ásia. Os homens com câncer de mama têm as piores taxas de sobrevida global em relação às mulheres, mas elas se devem, provavelmente, pela maior idade, no momento do diagnóstico, que corresponde à fase mais avançada de apresentação da doença, bem com as maiores taxas de morte por comorbidade de doenças. A prevenção e o diagnóstico precisos são as melhores estratégias para se melhorar a qualidade de vida e sobrevivência de um paciente acometido dessa neoplasia.

Em 2012, CHAVES e colaboradores [24] desenvolveram um sistema capaz de avaliar os valores de dose absorvida em tratamentos de mama feminina com teleterapia utilizando dosímetros termoluminescentes (TLD-100), e comparou com os previstos pelo sistema de planejamento de tratamento. Foram consideradas três técnicas distintas de teleterapia: uma com o emprego de uma unidade terapêutica de ^{60}Co e outras duas com a utilização de um acelerador linear com feixe de energia máxima de 6 MeV. Os resultados indicaram uma diferença percentual entre os valores de dose planejados e medidos de aproximadamente 1,5%.

Em 2014, GRANTZAU e colaboradores [25] realizaram um estudo caso sobre câncer induzido de pulmão após tratamento de câncer de mama feminina em estágio inicial em uma população de 23.627 pacientes tratados com radioterapia pós-operação, de 1982 a 2007. A idade média ao diagnóstico de câncer de mama foi de 54 anos (variação 34-74). O tempo médio de tratamento de câncer de mama ao diagnóstico segundo o câncer de pulmão foi de 12 anos (variação 1-26 anos) onde 91% dos casos foram classificados como nunca fumantes. Para os pacientes com diagnóstico de um segundo câncer de pulmão, após cinco ou mais anos do tratamento do câncer de mama, a taxa de câncer de pulmão aumentou de forma linear com 8,5% para cada gray (intervalo de confiança de 95% = 3,1-23,3%; $p < 0,001$). Os autores concluíram que o câncer induzido está associado com a dose administrada ao pulmão. Embora o risco absoluto é relativamente baixo, o crescente do número de sobreviventes de longo tempo

após o tratamento do câncer de mama destaca a necessidade de avanços nas técnicas de radiação.

Pode-se concluir da revisão da literatura que a incidência do câncer de mama em homens é rara, pouco existe de informação sobre o assunto, porém, a ocorrência da doença demonstra ser crescente. Uma informação encontrada é que o tratamento do câncer de mama masculina segue os protocolos de tratamento de câncer de mama feminina. Muito se tem desenvolvido, em relação aos fantasmas antropomórficos e à simulação computacional, no sentido de se representar, com fidelidade, o corpo humano e se realizar levantamentos dosimétricos nos tratamentos radioterápicos. A validação experimental dos estudos dosimétricos vem ocorrendo via simulador antropomórfico *Alderson Rando*, dosímetros termoluminescentes (TLDs) e, ultimamente, com filmes radiocrômicos. O presente trabalho visa realizar um estudo dosimétrico na mama masculina e órgãos próximos a ela, por meio de metodologias utilizadas em estudos similares, visando contribuir para a pesquisa científica relacionada ao câncer de mama masculina.

1.5. Disposição do Trabalho

A presente tese encontra-se estruturada por este capítulo de Introdução e seguida de outros cinco, como descritos a seguir:

No Capítulo 2, Fundamentos Teóricos; dispôs-se a base teórica necessária ao entendimento da distribuição de dose na mama masculina e nos tecidos próximos aos órgãos de interesse.

No Capítulo 3, Materiais e Métodos; encontram-se descritos materiais, equipamentos e procedimentos utilizados, tanto na avaliação da distribuição de dose provinda de um acelerador linear sobre a mama masculina simulada pelo fantoma *Alderson Rando*, como na simulação realizada via programa computacional baseado no método de Monte Carlo.

No Capítulo 4, Resultados e Discussão; são discutidos os resultados referentes às medições e distribuições de dose no fantoma *Alderson Rando*, no fantoma simulado com o código MCNP e à validação deles.

No Capítulo 5, as conclusões são apresentadas, assim como as recomendações e sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2

CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

2.1. Radiações Ionizantes

Dependendo do tipo de interação da radiação com a matéria, podem ocorrer dois tipos de efeitos: ionização e excitação. Se a radiação possui energia suficiente para arrancar elétrons dos átomos, tornando-os íons (átomos ou moléculas que se tornam eletricamente carregados pelo ganho ou perda de elétrons) é chamada ionizante. Se a radiação não possui a energia suficiente para arrancar elétrons dos átomos, mas tem capacidade de passar um elétron de um nível fundamental para outro mais energético é chamada radiação de excitação ou radiação não-ionizante [26].

A radiação ionizante, que é amplamente utilizada na agricultura, na indústria e na medicina, em tratamentos e diagnósticos de doenças, pode ser classificada como diretamente ionizante, quando é gerada por partículas carregadas, por exemplo: elétrons, prótons, partículas alfa, íons pesados. E pode ser considerada indiretamente ionizante quando partículas carregadas são geradas (raios X e raios gama) e de nêutrons [27].

2.1.1. Interação da Radiação Ionizante com o Corpo Humano

A radiação ionizante ao interagir com o corpo humano libera elétrons que podem ionizar moléculas do meio e criar efeitos químicos, como, por exemplo, a hidrólise da água e a ruptura das cadeias de Ácido Desoxirribonucléico (DNA). Esses efeitos podem resultar, tanto na incapacidade de reprodução de células quanto na morte delas por inativação de sistemas vitais [28].

A sensibilidade da célula é diretamente proporcional à sua quantidade de DNA, ou seja, quanto maior o conteúdo de DNA em uma população celular (atividade mitótica), maior será sua sensibilidade à radiação.

A radiosensibilidade dos órgãos do corpo humano é determinada por múltiplos fatores, tais como: histogênese, vascularização, morfologia tumoral, aporte de oxigênio, dentre outros, podendo sofrer a interferência de agentes químicos, físicos e biológicos [28].

Os efeitos que a radiação causa, quando interage com o corpo humano, podem ser classificados em determinísticos e estocásticos [28].

Efeitos determinísticos - a severidade do dano produzido aumenta com a dose, a partir de um limiar; se o tecido atingido é vital e o dano, suficientemente grande, pode ocorrer a morte do indivíduo. Quando o dano é menos severo, alguns efeitos determinísticos são de ordem funcional e podem ser reversíveis. (Ex.: Catarata, eritema de pele devido à radiação).

Efeitos estocásticos - podem ocorrer, a partir do dano produzido em uma única célula. A probabilidade de a radiação provocar câncer aumenta com a dose, provavelmente, sem nenhum limiar inferior; outro efeito estocástico que deve ser considerado é o dano produzido pela radiação em uma célula germinativa, que pode ser transmitido e manifestar-se como uma desordem hereditária nos descendentes do indivíduo exposto. (Ex.: Câncer) [28].

2.2. Radioterapia

A radioterapia é um método de aplicação de radiação ionizante de forma a destruir ou impedir o crescimento de células tumorais. O tratamento consiste basicamente em aplicar uma dose (previamente calculada) de radiação em um volume de tecido que englobe o tumor, por um período de tempo determinado. Deve-se considerar a relação entre o dano e o benefício do tratamento, causando o menor dano possível às células normais circunvizinhas ao tumor.

A radioterapia pode contribuir para a cura ou controle do câncer, além de reduzir hemorragias, dores e outros sintomas, proporcionando alívio aos pacientes. Ela pode ser classificada em: Teleterapia ou Externa, quando a fonte emissora de radiação

fica afastada do paciente e Braquiterapia ou Radioterapia de Contato, quando a fonte emissora de radiação fica em contato com o tecido tumoral do paciente [29].

Na teleterapia, dirige-se a radiação emitida por um aparelho para a região do corpo a ser tratada, com o paciente deitado, sendo as aplicações diárias. Os equipamentos utilizados são unidades de ^{60}Co e aceleradores lineares. Na braquiterapia, os aplicadores são colocados pelo médico, próximos ou em contato direto com o tumor a ser tratado. Esse tratamento é feito num ambulatório, podendo necessitar da aplicação de anestésicos [29]. O tratamento de radioterapia pode ser dividido em quatro etapas descritas no quadro 2.1.

Quadro 2.1 – Etapas da radioterapia [29].

Etapa	Descrição
Consulta Médica	Definição da conduta radioterápica (teleterapia ou braquiterapia).
Programação do Tratamento	Delimitação da região a ser tratada com auxílio de um simulador ou tomógrafo.
Cálculo da Dose/ Planejamento	O físico médico faz o planejamento de todo o tratamento, calcula a dose a ser irradiada no paciente e quantos dias será o tratamento.
Irradiação do Paciente	O técnico executa o planejamento por meio da aplicação das doses calculadas e prescritas pelo físico médico e radioterapeuta.

2.2.1. Acelerador Linear Radioterápico

Os aceleradores lineares são equipamentos que utilizam microondas com frequências de até aproximadamente 3 GHz para acelerar elétrons até atingirem energias cinéticas entre 4 MeV e 25 MeV em um tubo linear. Os elétrons acelerados podem formar feixes de elétrons de alta energia para tratar tumores superficiais, ou podem atingir um alvo (feito de uma combinação de elementos químicos de alta densidade), ser por ele freados e gerar feixes de fótons (*bremstrahlung*) para tratar tumores profundos [30]. A Figura 2.1 ilustra um acelerador linear utilizado em radioterapia.



Figura 2.1 – Ilustração de um acelerador linear usado em radioterapia [31].

A Figura 2.2 apresenta de forma geral os componentes de um acelerador linear, havendo variações significativas de uma máquina comercial para outra, dependendo do feixe de elétrons de energia cinética final, bem como da concepção particular utilizada pelo fabricante.

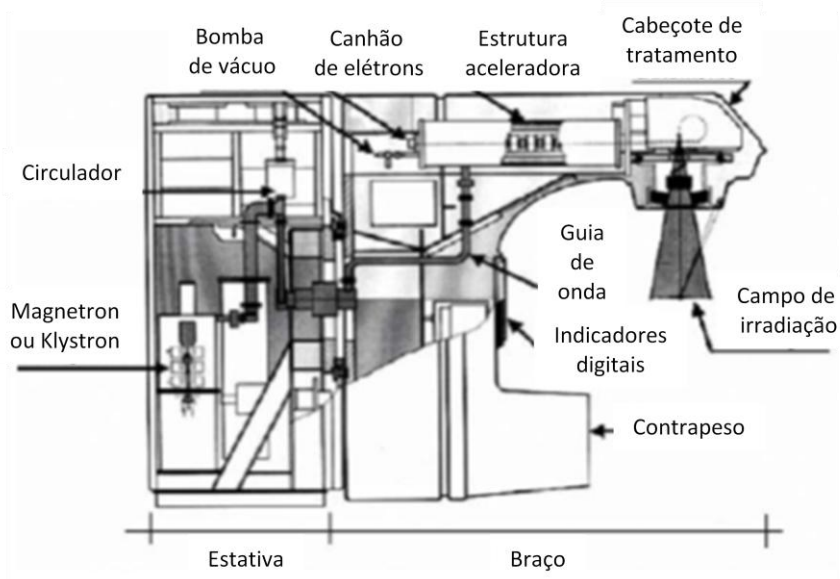


Figura 2.2 – Diagrama de um acelerador linear [31].

Os elétrons acelerados atingem um alvo metálico de tungstênio, quando se deseja produzir um feixe de fótons, ou uma folha espalhadora de alumínio, para obtenção de

um feixe de elétrons, como apresenta a Figura 2.3. Esses feixes, após sua produção, são colimados por sistemas específicos para cada caso [31].

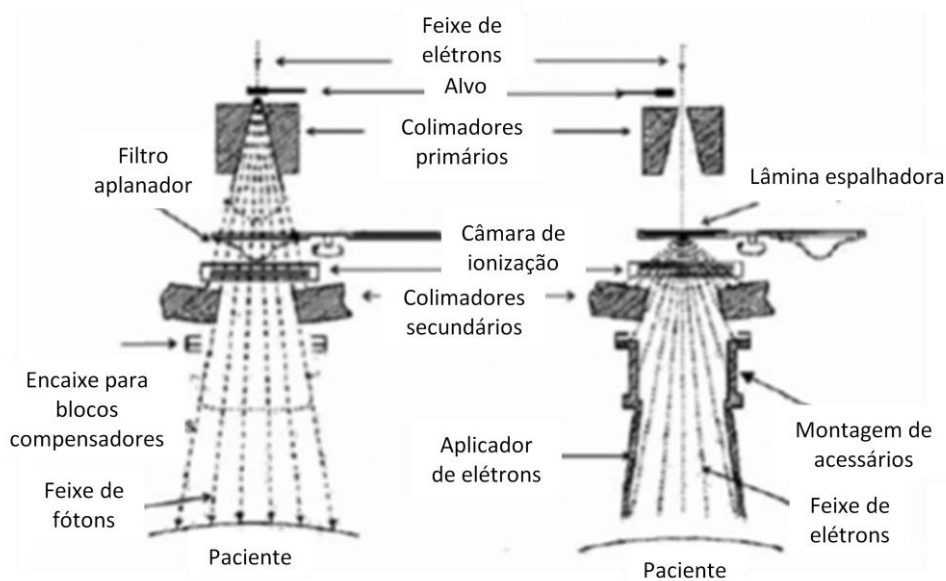


Figura 2.3 - Esquemas do cabeçote de um acelerador para produção de fótons e elétrons [31].

A Figura 2.4 apresenta o cabeçote do acelerador onde estão localizados os sistemas de seleção, colimação e monitoração utilizados para se obter um feixe homogêneo de radiação. O conjunto das estruturas que compõem o cabeçote é blindado com chumbo, para reduzir a radiação de fuga a 0,1% da dose que chega ao centro do feixe [31].

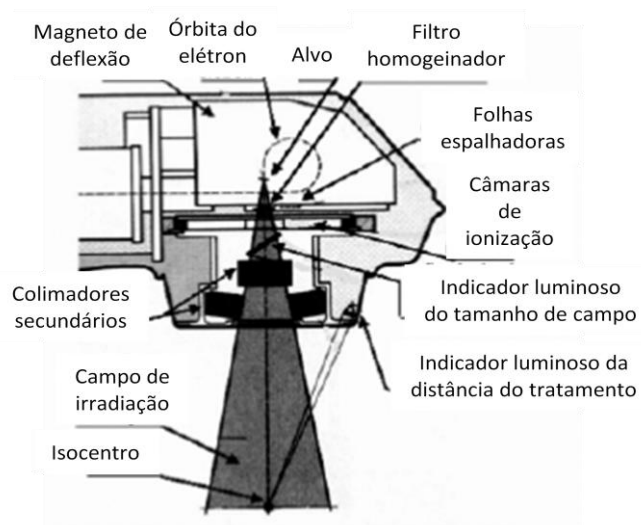


Figura 2.4 - Detalhes dos componentes do cabeçote de um acelerador linear [31].

Para definição do tamanho do campo de irradiação e da homogeneidade do feixe, no cabeçote estão localizados: colimadores primários e secundários, câmaras monitoras, filtro aplanador, folha espalhadora, cones aplicadores e sistema óptico [31].

O colimador primário possui uma abertura cônica usinada em um bloco de tungstênio blindado, com os lados da abertura cônica projetados para as bordas do alvo e para o filtro aplanador. Este colimador define o maior tamanho de campo circular disponível [30].

O colimador secundário é composto por quatro blocos, dois superiores e dois inferiores, formando a mandíbula do colimador. Eles podem fornecer áreas retangulares ou quadradas no isocentro do acelerador linear, formando um campo de até 40 cm x 40 cm (Figura 2.5).

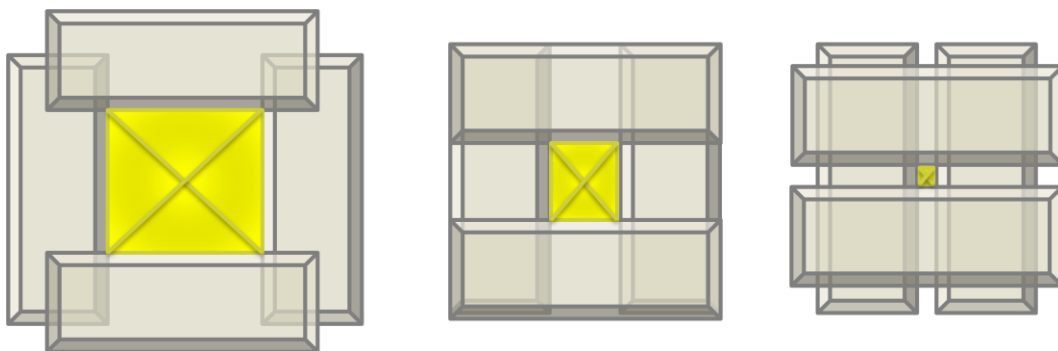


Figura 2.5 – Simulação de tamanhos de campo de radiação com colimador secundário formado por quatro blocos [32].

2.3. Grandezas Dosimétricas

Duas comissões internacionais foram criadas, a saber: a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Unit and Measurements*), responsável pelo estabelecimento e definição das grandezas radiológicas básicas e operacionais; e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*), responsável pelas grandezas limitantes de radioproteção.

2.3.1. Exposição

A primeira grandeza, denominada Exposição, foi introduzida, a partir da produção de íons, com mesmo sinal, após a incidência de fótons no ar, até que estes íons fossem completamente parados sobre o volume de ar dm , conforme expressa a Equação 2.1.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

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 [33]. A unidade da Exposição no SI é o coulomb por quilograma (C/kg), porém, a antiga unidade roentgen (R) ainda é utilizada, onde 1R corresponde a $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg.

2.3.2. Kerma

A grandeza que relaciona a taxa de variação da energia cinética inicial total de partículas carregadas, liberadas por partículas ionizantes não carregadas após a interação com o alvo, em um elemento de massa é chamada de KERMA (*Kinetic Energy Released per Mass Unit*), K . Pode ser expressa Equação 2.2.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

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 que interage com a radiação [33]. A unidade de medida dessa grandeza dosimétrica no SI é o joule por quilograma (J/kg) denominado, Gy.

2.3.3. Dose absorvida

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida, D . Ela é definida como o quociente entre a energia média, $d\bar{E}$, absorvida por um elemento de volume do material e a massa, dm , desse volume [34], ou seja:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (2.3)$$

A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

2.3.4. Grandezas de Proteção Radiológica

As grandezas de proteção radiológica ou de limitação de risco da ICRP [33] são importantes e usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; levam em consideração as atividades de radioproteção. As três principais grandezas de proteção radiológica recomendadas pela ICRP na publicação nº103 [34] são: a Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido (D_T), a Dose Equivalente em um órgão ou tecido (H_T) e a Dose Efetiva (E).

2.3.4.1. Dose Absorvida Média num Tecido ou Órgão T, D_T

Como foi descrito na seção 2.3.3, a grandeza dose absorvida é definida para o cálculo em um determinado ponto da matéria. Entretanto, em aplicações práticas as doses absorvidas são calculadas em média para certo volume de tecido ou órgão. Então, a dose absorvida média, $\overline{D_T}$, no volume de um tecido ou órgão, T é definida pela expressão 2.4 [34].

$$\overline{D_T} = \frac{\int_T D(x, y, z) \cdot \rho(x, y, z) \cdot dV}{\int_T \rho(x, y, z) \cdot dV} \quad (2.4)$$

Onde V é o volume da região do tecido T, D é a dose absorvida no ponto (x,y,z) nesta região e ρ é a densidade de massa nesse ponto. Na prática, a dose média absorvida em um órgão ou tecido T, $\overline{D_T}$, é usualmente escrita como D_T .

Em termo de irradiação externa, a dose equivalente, H, leva em consideração a qualidade da radiação incidente, no que se refere à indução de efeitos estocásticos (sem limiar de dose).

2.3.4.2. Dose Equivalente (H_T)

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, alguns tipos de radiação são mais efetivos do que outros quando se trata de efeitos

estocásticos. Para quantificar esse fato e permitir que a comparação seja possível, foi introduzida a grandeza *dose equivalente*, H_T , que é o somatório das doses médias absorvidas em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), ponderadas por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , (seção 2.3.1) relativo ao tipo e energia da radiação incidente R [34], ou seja:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.5)$$

Onde $D_{T,R}$ é a D_T proveniente de um único tipo de radiação. A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para não haver confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de *sievert* (Sv).

2.3.4.3. Dose Efetiva (E)

A dose efetiva, E , é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.6)$$

Onde w_T é o fator de peso do tecido T (seção 2.3.2), H_T é a dose equivalente a ele atribuída e o $\sum w_T = 1$, [34]. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de sievert (Sv).

Porém, para os propósitos da proteção radiológica, é muito útil a aplicação de um valor único de dose efetiva para ambos os sexos. Os fatores de ponderação w_T para todos os órgãos e tecidos (incluindo as mamas masculina e feminina, os testículos e os ovários), correspondem a valores médios considerando o sexo e a idade. A utilização destes valores médios implica na aplicação restrita da determinação da dose efetiva, sendo apenas favorável do ponto de vista da proteção radiológica, não podendo ser usado na avaliação de risco individual.

Portanto, a dose efetiva deve ser computada a partir da avaliação da dose equivalente para um órgão ou tecido do homem padrão, H_T^M e da mulher referência, H_T^F , conforme mostra a equação 2.7 [35].

$$E = \sum w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^E}{2} \right] \quad (2.7)$$

2.3.5. Fatores de Ponderação

A dose absorvida é insuficiente, por si só, para avaliar o detrimento causado pela exposição às radiações ionizantes. A fim de estabelecer uma correlação entre grandezas de dose usadas na proteção radiológica e os efeitos estocásticos (como câncer radio induzido e doenças hereditárias), dois tipos de fatores de ponderação foram introduzidos, um fator de ponderação da radiação, w_R , e um fator de ponderação do tecido, w_T .

Os fatores de peso consideram diferentes tipos de radiação e os efeitos estocásticos em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano. Eles são, portanto, baseados em uma vasta quantidade de dados experimentais e estudos epidemiológicos que são dependentes da idade ou sexo. Porém, para os fins da proteção radiológica de rotina, a ICRP recomenda avaliar doses equivalentes para uma “pessoa referencial” (independente de sexo e idade), e por isso os fatores de ponderação do tecido w_T são dados pelos valores médios sobre todas as idades e os dois sexos.

Na Publicação da ICRP de número 60 [33], a Comissão selecionou um conjunto de fatores de ponderação que foi considerado adequado para as necessidades de proteção radiológica. Esse procedimento é mantido na recente publicação de número 103 [34].

2.3.5.1. Fatores de Peso da Radiação, w_R

O método de utilização de ponderação da radiação para a definição das grandezas de proteção radiológica tem sido utilizado desde o início dos anos 1960. Até o início da década de 90, tal objetivo era atingido quando se aplicava o conceito de fator de qualidade, usando uma função específica $Q(L)$ [36].

Na Publicação 60 [33], o fator de peso da radiação foi definido de maneira diferente para as grandezas limitantes e operacionais, empregadas em proteção radiológica. Valores numéricos de w_R são especificados em termos de tipo de radiações e de energia, quer incidente sobre o corpo humano ou emitidos por radionuclídeos.

Os mesmos valores de w_R são aplicados a todos os tecidos e órgãos do corpo, independente do fato de o campo de radiação variar devido a atenuação e a degradação da radiação primária e a produção de radiações secundárias, de diferentes qualidades de radiação. O valor de w_R pode ser visto como um fator representativo da qualidade da radiação, calculados sobre os diferentes tecidos e órgãos do corpo [33].

Na publicação 103 [34], é sugerida uma modificação para os valores de w_R , e estes estão apresentados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Valores dos fatores de peso da radiação, w_R [34]

Tipos e intervalos de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
Prótons e pions carregados	2
Partículas alfa, fragmento de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Curva contínua em função da energia do nêutron (Figura 2.6).

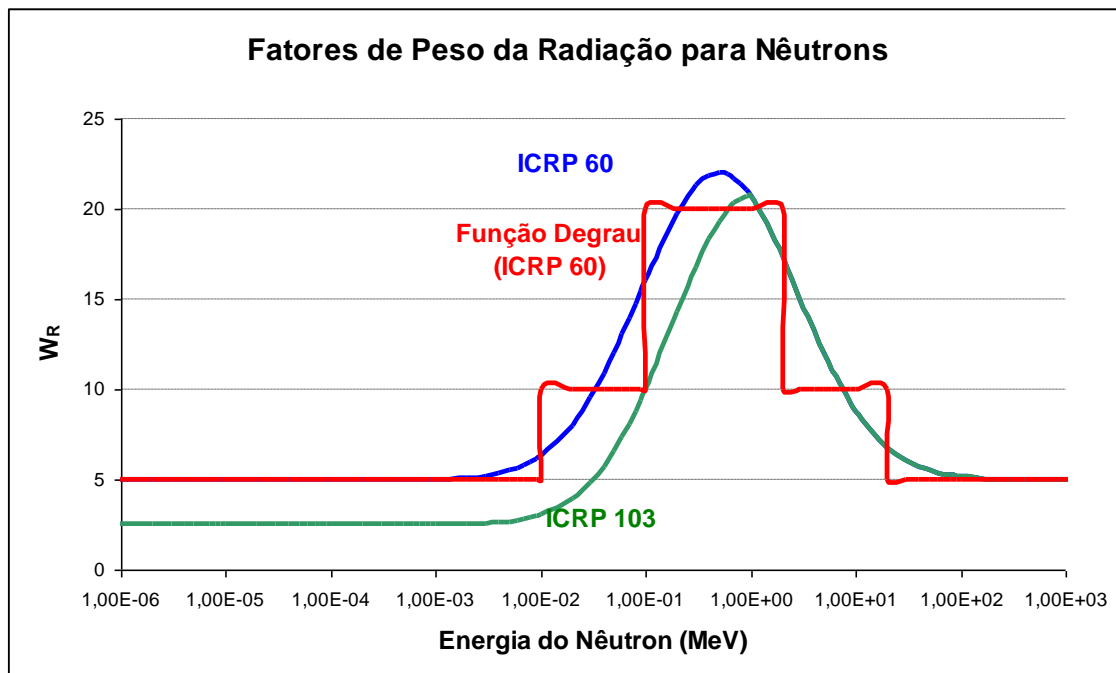


Figura 2.6 – Fator de peso da radiação para nêutrons, w_R , em função da energia.

2.3.5.2. Fatores de Peso do Tecido, w_T

A definição da dose efetiva considera a diferença de radiosensibilidade relativa de vários órgãos e tecidos no corpo humano com relação à radiação de detrimento dos efeitos estocásticos. Com esta finalidade, fatores de ponderação, w_T , foram introduzidos na Publicação 26 [36] para seis tecidos identificados e para um grupo de tecidos restantes. Na Publicação 60 [33] fatores de peso para o tecido foram especificados para doze tecidos e órgãos e para o grupo de tecidos restantes. Os fatores de peso do tecido são valores relativos, e a sua soma é igual a 1, para que uma distribuição de dose uniforme no corpo todo resulte numa dose efetiva numericamente igual à dose equivalente em cada órgão e tecido do corpo.

Os fatores de ponderação determinados pela ICRP na publicação nº 103 [34], são baseados em coeficientes relacionados e ajustados de acordo com os riscos devido ao detrimento causado pelos efeitos estocásticos. Os coeficientes de risco nominal e não ajustados são calculados pela estimativa média do risco radiológico de incidência de câncer durante o tempo de vida para uma população composta igualmente de homens e mulheres. O detrimento é modelado como uma função de perda de vida, letalidade e redução da qualidade de vida. Com algumas exceções, os parâmetros nos modelos de riscos são estimados usando dados de incidência de câncer dos estudos nos sobreviventes Japoneses da bomba atômica.

Os fatores de peso para os órgãos e tecidos recomendados pela ICRP 103 [34] são apresentados na Tabela 2.2.

Os fatores de peso do tecido, w_T , consideram uma média de resultados entre o homem e a mulher, e são usados para a avaliação da dose efetiva tanto de trabalhadores como indivíduos do público, inclusive crianças.

Recentemente, os valores de w_T também foram aplicados ao feto em desenvolvimento, na Publicação 88 [37], embora fosse reconhecido que esses valores de w_T foram desenvolvidos para exposição de indivíduos depois do nascimento e que o detrimento da radiação que esses valores contêm pode não ser apropriado para doses recebidas em útero. A aproximação foi, contudo, adotada na ausência de dados abrangentes para o risco relativo para órgãos e tecidos para exposições no útero. Foi

concluído na publicação 90 [38] e por STREFFER [39] que não há no momento dados suficientes para se fazer as recomendações de valores específicos de w_T para exposições de radiação no período pré-natal.

Tabela 2.1– Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva [34].

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)
Gônadas	0,08
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Mamas	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tiróide	0,04
Pele	0,01
Glândulas Salivares	0,01
Cérebro	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante*	0,12

* Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nodos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

No caso das diferenças específicas de sexos, o detrimento relativo foi baseado na incidência de câncer dos ovários, o w_T calculado de 0,08 adotado para as gônadas (devido ao câncer mais efeitos hereditários) é semelhante àquele dos ovários femininos (0,036) somado aos efeitos hereditários (0,039). Deste modo o ovário feminino é julgado como suficientemente protegido.

Atualmente, é recomendado que as doses equivalentes para os órgãos e tecidos especificados no grupo restante sejam somadas e não haja ponderação em massa. Isto significa que o fator de ponderação atribuído individualmente a cada um dos tecidos

restantes é menor do que o valor mínimo de ponderação atribuída a qualquer um dos demais órgãos ou tecidos tabelados (no caso, 0,01). Para o tecidos restantes o valor adotado de w_T é 0,12.

2.3.6. *Build-Up* e Equilíbrio Eletrônico

Quando um feixe de fótons de alta energia incide sobre um meio material, além da interação desses fótons com a matéria, deve ser considerada a interação dos elétrons de alta energia produzidos por eles. Os elétrons produzidos com alta energia perdem suas energias em processos de colisão [40].

Assim, a energia depositada na superfície do meio material é esperada ser mínima, tendendo a aumentar com o acréscimo 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.

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, conseqüentemente, devido à falta de elétrons.

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

Na Tabela 2.3, cujos valores dispostos foram extraídos do trabalho realizado por MARTINS JUNIOR [41], encontram-se algumas profundidades onde se inicia o equilíbrio eletrônico para água, tecido humano e tecido equivalente.

Tabela 2.3 – Valores da profundidade de material onde se inicia o equilíbrio eletrônico, em função da energia máxima dos fótons incidentes.

Energia máxima do feixe de fótons produzidos por equipamentos de radioterapia.	Valor de profundidade para o equilíbrio eletrônico típico em água, 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

No presente trabalho, as irradiações foram realizadas com feixe de energia máxima de 6 MeV e, por conta disso, os detectores foram posicionados numa profundidade superior a 1,5 cm.

2.3.7. Dose em Profundidade

A variação da dose com a profundidade do tecido pode ser expressa em termos de percentual, tomando como referência o valor da 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 [42]. Considerando o tamanho do campo de radiação e a distância entre a fonte e a superfície do material alvo, é possível calcular o percentual de dose em profundidade (*PDP*) da seguinte forma (Equação 2.8):

$$PDP = \frac{\text{Dose na profundidade de interesse}}{\text{Dose máxima}} \quad (2.8)$$

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

2.3.8. 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 fora dos limites de tolerância preconizados na literatura. Estes limites são dados tanto para pontos como para volumes

2.4. Dosímetros para a Radiação Ionizante

Um dosímetro para a radiação ionizante é um dispositivo, no qual ocorre um fenômeno físico quando ele é exposto àquele 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 medir a energia, ou seja, pode ser utilizado como dosímetro, desde que esteja corretamente calibrado. Denomina-se sistema de dosimetria o conjunto de dosímetros e equipamentos capaz 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, mas nem todos satisfazem as características necessárias para a aplicação pretendida. Assim, torna-se necessário escolher aquele mais apropriado, levando em conta as exigências da medição. Dentre os tipos de dosímetros existentes no mercado, os mais utilizados são: a câmara de ionização, o filme radiográfico, o filme radiocrômico, o dosímetro luminescente (TLD) e os semicondutores (diodo) [43].

2.5. Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos utilizados em radioterapia apresentam algumas vantagens em relação aos filmes radiográficos. Uma delas é que não é necessário o uso de câmaras escuras, uma vez que o filme radiocrômico não é sensível à luz e, portanto, não necessita de revelação química. O fabricante *International Specialty Products* (ISP) [44] recomenda apenas evitar ambientes excessivamente úmidos.

Compostos por um material químico polimerizado, os filmes radiocrômicos adquirem coloração após a irradiação. O polímero absorve a luz e, com um densitômetro óptico, pode ser medida a transmissão da luz através do filme [45]. Geralmente, os filmes radiocrômicos são menos sensíveis do que os radiográficos e, por isso, são mais úteis em medidas de altas doses. Sua composição aproximada é: 9,0% de Hidrogênio; 60,6% de Carbono; 11,2% de Nitrogênio; e 19,2% de Oxigênio.

Por não necessitar de revelação química, o filme radiocrômico dispensa o uso de fixador, o qual poderia influenciar no processo de medição; assim, essa fonte de incerteza de medição é eliminada [45].

O filme *Gafchromic* EBT QD+ [46] utilizado no presente trabalho, é constituído de cinco camadas de espessuras diferentes, distribuídas conforme se observa na Figura 2.7, possuindo as seguintes características:

- Duas camadas de poliéster com 97 μm ; uma de superfície com 6 μm ; e duas ativas com 17 μm ;
- Alcance dinâmico de 0,01 Gy a 8 Gy;
- Revelação em tempo real que dispensa tratamento pós-exposição;
- Pode ser manipulado em presença de luz;
- Filme transparente.

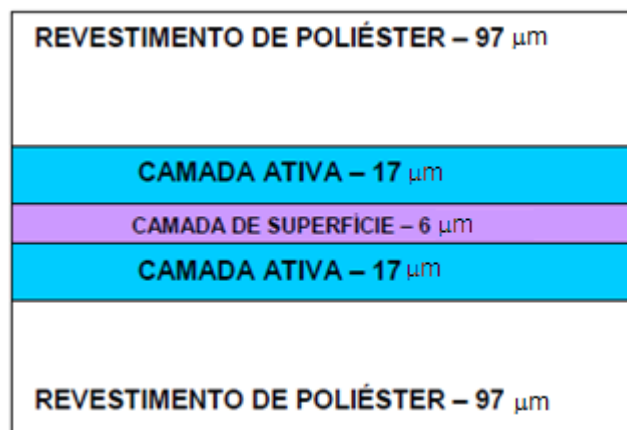


Figura 2.7 – Distribuição em camadas de um filme *Gafchromic* EBT QD+ [46].

Após a irradiação, as áreas expostas à radiação aparecem enegrecidas. O grau de enegrecimento é proporcional à quantidade de radiação recebida. Tendo conhecimento do valor de dose absorvida, em relação ao grau de enegrecimento apresentado pelo filme, cria-se uma curva de calibração e se determina o valor de dose absorvida pelo filme radiocrômico. Recomenda-se calibrar o filme radiocrômico em 10 pontos bem distribuídos ao longo da faixa de dose desejada para medição e gerar um gráfico, além de descontar o valor de zero do filme, ou seja, o grau de enegrecimento antes do filme ser irradiado.

O grau de enegrecimento por ser detectado por um densitômetro óptico ou *scanner* de alta resolução, sendo que este último necessita de software para tratamento das imagens e conversão dos graus de enegrecimento em valor de dose automaticamente.

Um dos *softwares* que pode ser utilizado é o FilmQA Pro 2014, desenvolvido pela Ashland [47] e utilizado para comparar quantitativamente as distribuições de dose medida e calculada de radiação. Ele redimensiona, normaliza, alinha geometricamente e exibe as imagens de entrada em uma variedade de formatos [47]. Por meio do *software* são extraídos e exibidos os valores medidos no filme em uma escala de cores que são convertidas em dose utilizando a informação introduzida manualmente pelo usuário, como pode ser visto na Figura 2.8.

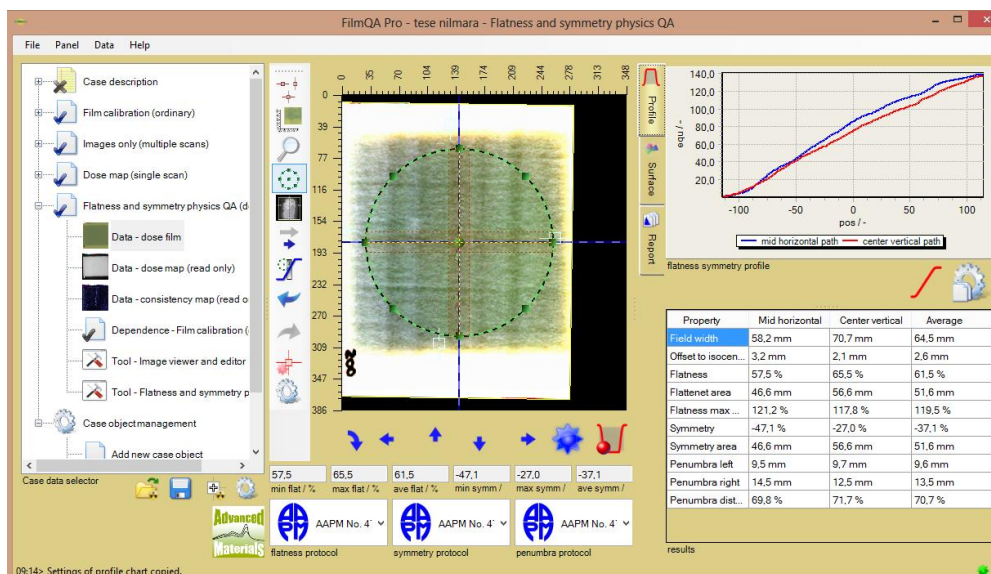


Figura 2.8 – Tela gráfica do FilmQA Pro 2014 convertendo o campo irradiado em escala de cores para análise da dose, simetria e planura do feixe de radiação e tamanho de campo [46].

2.6. Dosímetro Termoluminescente

O dosímetro termoluminescente é um medidor de dose em função da ocorrência do fenômeno da termoluminescência, que ocorre quando há emissão de luz, após excitação de um meio material por energia térmica. A emissão de luz pode ocorrer por fluorescência, quando a emissão de luz ocorre espontaneamente, e por fosforescência, quando é necessário se aplicar energia para que a emissão de luz seja observada.

Os dosímetros termoluminescentes são previamente excitados, emitem luz após aplicação de energia térmica; portanto, a luminescência ocorre por meio da fosforescência, conforme mostrado na Figura 2.9.

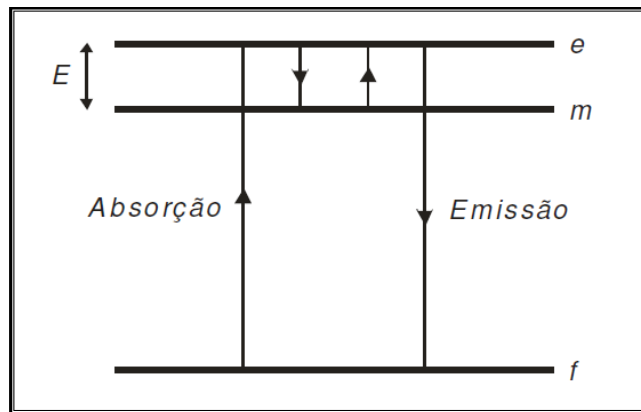


Figura 2.9 – Ilustração esquemática do fenômeno de Luminescência [48].

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 [48].

Para que um material termoluminescente (TL) seja considerado um dosímetro, ele deverá reunir algumas das características apresentadas abaixo [49]; [50]:

- Ser eficiente na emissão de luz associada ao 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 para as doses de radiação aplicadas;
- 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 essas características. Contudo, existem aqueles com as características termoluminescentes necessárias a 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 2.10. Dentre os principais dosímetros TL, pode-se citar: LiF:Mg,Ti ; $\text{CaF}_2\text{:Dy}$; $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$; $\text{CaF}_2\text{:Mn}$; LiF:Mg,P,Cu ; e $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$. O dosímetro no formato de chip, composto por fluoreto de lítio, geralmente, é o mais utilizado em dosimetria, pois é fácil de ser manipulado, além de apresentar boas repetibilidade e reprodutibilidade.

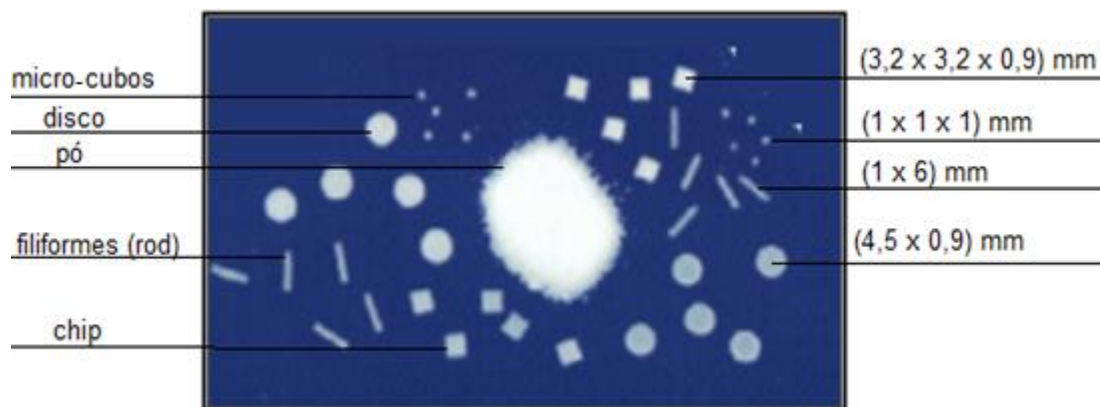


Figura 2.10 – Dosímetros termoluminescentes com diferentes formas e dimensões [49].

2.6.1. Fluoreto de Lítio como Dosímetro Termoluminescente

O fluoreto de lítio teve suas características termoluminescentes estudada por DANIELS e colaboradores [51]. Este cristal apresentou propriedades termoluminescentes insatisfatórias na sua forma pura. Assim, foi necessário introduzir impurezas para obter um efeito termoluminescente de maior qualidade. A partir disso, a empresa *Harshaw Chemical Company* desenvolveu o dosímetro denominado TLD-100, composto por fluoreto de lítio e dopado com magnésio e titânio (LiF: Mg, Ti), que é um dos mais utilizados na área de dosimetria termoluminescente. 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 [49]. Na prática, é possível se alcançar uma precisão em torno de $\pm 5\%$ em medidas feitas com o TLD-100; assim, seu uso é bastante recomendado para dosimetria em aplicações médicas [52].

Além do TLD-100, que contém lítio na sua razão isotópica natural, a *Harshaw* desenvolveu outros dosímetros que apresentam proporções isotópicas diferentes de ${}^6\text{Li}$ e ${}^7\text{Li}$, a exemplo do TLD-600 e do TLD-700, sendo que o primeiro é mais eficiente para a detecção de nêutrons, uma vez que possui alta concentração de ${}^6\text{Li}$ (apresenta alta secção de choque para nêutrons) e o segundo, para a detecção de fótons, uma vez que possui baixa concentração de ${}^6\text{Li}$. A Tabela 2.4 apresenta algumas propriedades da formulação do TLD-100 do LiF:Mg, Ti.

Tabela 2.4 – Propriedades da formulação do TLD-100 do LiF:Mg, Ti [53].

PROPRIEDADES	TLD-100
${}^6\text{Li}$ (percentual de constituição isotópica)	7,4
${}^7\text{Li}$ (percentual de constituição isotópica)	92,6
Elementos ativadores	Mg, Ti
Número atômico efetivo (z)	8,2
Densidade (g/cm^3)	2,64
Máximo 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°C/2h
Tempo mínimo decorrente entre a irradiação e a leitura	24h
Tratamento térmico pré-leitura	100°C/15 min

2.6.2. Características Dosimétricas do TL

2.6.2.1. Sensibilidade

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 [54]. 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 com a composição química deste [55].

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 de sua sensibilidade, pois a contaminação ou danos físicos aos dosímetros TL, certamente, provocará uma diminuição da sensibilidade.

2.6.2.2. Reprodutibilidade

Verificar a reprodutibilidade de um dosímetro TL consiste em se analisar a variação de sua resposta, quando ele for irradiado repetidas vezes sob as mesmas condições. A reprodutibilidade deve ser estudada, a fim de se garantir uma melhor precisão das medidas, pois, conhecendo-se a reprodutibilidade, podem-se descartar aqueles dosímetros cujas respostas foram adversas a dos demais. Para uma determinada dose, a reprodutibilidade pode ser obtida, calculando-se 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 [54].

2.6.2.3. Relação entre a Resposta dos Dosímetros Termoluminescentes e a Dose Absorvida.

Na relação entre a resposta TL e a dose para o TLD-100, destacam-se três intervalos de comportamentos peculiares: linear, supralinear e de saturação [49].

No primeiro intervalo, onde as doses aplicadas são mais baixas (menores que 1 Gy), as respostas são proporcionais às doses aplicadas, caracterizando uma região linear. No segundo intervalo, relacionado à região supralinear, as doses aplicadas são intermediárias (superiores a 1 Gy e inferiores a 1000 Gy). As respostas apresentadas extrapolaram o comportamento linear e se apresentam em valores superiores aos esperados, contudo, podem ser utilizadas, se devidamente corrigidas. No terceiro intervalo, referente à região de saturação, as doses aplicadas são muito elevadas (superiores a 1000 Gy). A resposta TL não apresentará uma relação bem definida com a dose de irradiação, não podendo ser utilizada na dosimetria das radiações ionizantes.

2.6.2.4. 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 do 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 [49]. 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 serão esvaziadas, a fim de facilitar a interpretação da curva de emissão.

2.6.2.5. 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 influencia na dependência energética. Além disso, a distribuição espectral do feixe também pode provocar discrepâncias [49]. É possível se 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 entre as médias das respostas nas duas irradiações.

2.7. 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 [56]. Isso ocorre devido às alterações, provocadas pelo aquecimento, no número de armadilhas e sua distribuição. Além disso, a eficiência na conversão de elétrons,

capturadas por armadilhas na emissão do feixe de 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 que se localizavam em armadilhas, sendo estes responsáveis pelos picos correspondentes às temperaturas mais elevadas. Após serem irradiados e antes da sua leitura, os dosímetros TL são submetidos a um tratamento térmico, numa menor temperatura, com o objetivo de se 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 se obter as respostas TL. Assim, existem três tipos de tratamento térmico: um realizado antes de se 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 [24].

2.8. Simuladores Antropomórficos ou Fantomas

Os simuladores antropomórficos são utilizados para reproduzir as características de absorção e espalhamento do corpo, ou parte do corpo humano, quando submetido a um campo de radiação, sendo os principais: o fantoma matemático, o fantoma físico e o fantoma em voxel [57].

2.8.1. Fantoma Matemático

O fantoma matemático humano foi baseado nos dados da ICRP, publicação n° 23 [58], para representar um homem adulto médio. Este fantoma serviu de base para criação de outros fantomas, como para criança e adolescente [59]. Neste fantoma, o corpo é descrito por expressões matemáticas que representam combinações e intersecções de planos, cones, cilindros circulares e outros.

Na modelagem são assumidas três densidades diferenciadas para os seguintes tecidos:

- $0,296 \text{ g/cm}^3$ para pulmão;
- $1,469 \text{ g/cm}^3$ para medula óssea e componentes do osso;
- 1 g/cm^3 para tecido mole;

O fantoma matemático ficou conhecido como MIRD-5 e com o passar do tempo, foram desenvolvidos os fantasmas ADAM (homem adulto) e EVA (mulher), ilustrados na Figura 2.11.

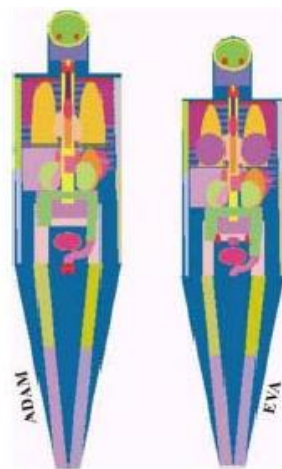


Figura 2.11 – Fantoma adulto médio do (a) homem (ADAM); (b) mulher (EVA) [59].

Por mais que os modelos matemáticos correspondam à referência em relação ao volume e massa, a anatomia humana é complexa para ser descrita de forma realista por este tipo de modelo.

2.8.2. Fantoma Físico

Os fantasmas físicos são estruturas, normalmente confeccionadas em acrílico, preenchidas com água para simular o corpo humano e são utilizados para dosimetria e teste de imagem. O fantoma físico mais conhecido é o antropomórfico *Alderson Rando*, que é constituído por um esqueleto envolvido por borrachas equivalentes aos tecidos mole e pulmonar, além de seguir os padrões da ICRU-44 [60].



Figura 2.12 - Fantoma *Alderson Rando*.

O fantoma *Alderson Rando* tem sido usado por mais de 30 anos e é uma ferramenta indispensável na garantia de qualidade, além de fornecer testes integrados, desde o planejamento até a execução do tratamento [61]. A Figura 2.12 mostra o simulador *Alderson Rando* utilizado neste trabalho.

O fantoma masculino *Alderson Rando* possui 175 cm de altura e 73,5 kg. É seccionado horizontalmente em fatias de 2,5 cm de espessura. Cada fatia tem orifícios que estão conectados com pinos de tecidos equivalentes, que podem ser: moles, pulmonares ou ossos. Tais pinos podem ser substituídos por pinos de TLD em pó ou substituídos por pinos com espaço para inserção dos TLDs chip. No presente trabalho, os TLDs foram distribuídos do lado esquerdo do *Alderson Rando* entre as fatias 13 e 20. A Figura 2.13 mostra os furos em matriz de 3 cm x 3 cm e 5 mm de diâmetro com TLDs.



Figura 2.13 – Fatia do fantoma *Alderson Rando* com TLDs e orifícios [62].

2.8.3. Fantoma em Voxel

O simulador em *voxel* (*VOL*ume *piXEL*) é o fantoma que provém do tratamento e aquisição de imagens digitais, obtidas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética. Este fantoma visa à fidelização do corpo humano para realização do sistema de planejamento [57].

A qualidade da imagem tomográfica adquirida impacta diretamente na qualidade da simulação do fantoma. Essas imagens detêm informações detalhadas sobre o corpo humano. O *voxel*, elemento tridimensional, é obtido pela multiplicação do tamanho do *pixel* pela espessura da fatia de uma imagem [63]; [64].

O fantoma em *voxel*, depois de pronto, é implementado no código MCNP, e pelo método de Monte Carlo, é possível simular os valores de dose absorvida e demais grandezas dosimétricas de interesse.

2.9. Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo é uma fundamental e poderosa ferramenta, tanto para o cálculo da distribuição da dose em radioterapia e braquiterapia, quanto para a realização de planejamentos radioterápicos [65]. Sua eficiência também permite aperfeiçoar experimentos, modelar detectores, estimar fluxos, fazer cálculos dosimétricos de blindagens, dentre outras aplicações.

O acelerador linear utilizado no presente trabalho [66] foi modelado utilizando o código de Monte Carlo MCNPX [67], a partir da combinação de diversas superfícies, tais como: paralelepípedos, cilindros, pirâmides e planos. As informações sobre as dimensões físicas, densidades e composições químicas dos materiais foram obtidas no manual do fabricante.

2.9.1. Técnica de Redução de Variância

As técnicas de redução de variância aplicadas aos cálculos Monte Carlo (MC) permitem reduzir o tempo computacional para a obtenção de resultados com precisão

satisfatória. Dessa forma, tem-se desenvolvido técnicas que possibilitem a redução da variância amostral, otimizando o tempo computacional necessário nas simulações [67].

A técnica de espaço de fase é utilizada para se otimizar o tempo computacional [66]. No presente trabalho, esta técnica de redução de variância foi utilizada. O arquivo de espaço de fase, gerado na célula e posição espacial desejada, contém as informações sobre as trajetórias individuais de todas as partículas que a atravessam. Depois de armazenar as trajetórias das partículas, é gerada uma fonte virtual na posição da célula supracitada e as simulações são executadas sem a necessidade de se reconsiderar o espalhamento do feixe, causado pelos colimadores acima da posição da célula previamente definida. Como consequência há redução do tempo computacional gastos para a convergência dos valores simulados a patamares considerados satisfatórios [66].

O comando que possibilita a criação do arquivo de espaço fase é o cartão SSW (*Surface Source Write*). Depois de gerado, é utilizado o comando SSR (*Surface Source Read*) que permite a realimentação do sistema com a fonte virtual gerada pelo espaço de fase definido abaixo do sistema de colimação [68]. No presente estudo foi utilizado 1×10^9 histórias, o que resultou na geração de um arquivo de espaço de fase de aproximadamente oito *gigabytes* e com quase 82 milhões de partículas.

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

3.1. Equipamento de Teleterapia

Para caracterização e calibração dos dosímetros termoluminescentes TLDs e calibração dos filmes radiocrômicos, foram necessárias irradiações dos mesmos com uma taxa de dose conhecida. Para isso foi utilizado o equipamento de teleterapia ONCOR Expression da SIEMENS, apresentado na Figura 3.1, instalado nas Clínicas Oncológicas Integradas (COI) no Rio de Janeiro.

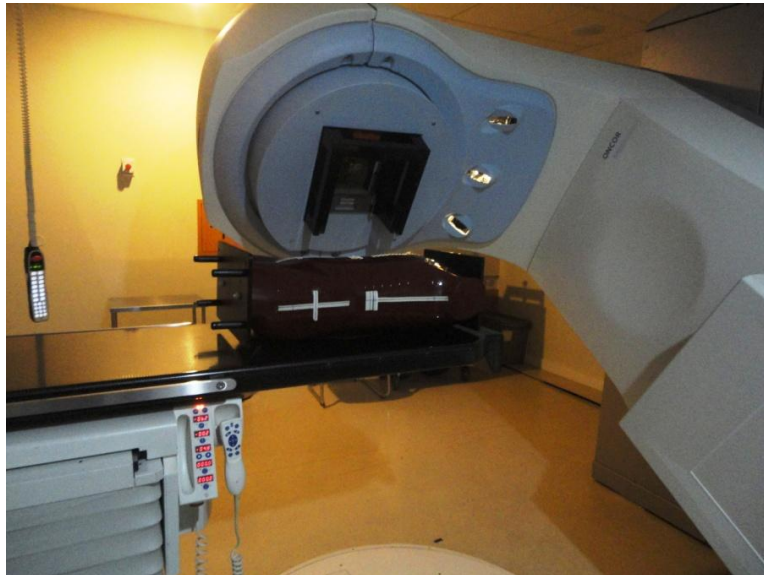


Figura 3.1 – Acelerador linear utilizado no presente trabalho.

O acelerador utilizado na caracterização foi o mesmo utilizado para irradiação durante a pesquisa no feixe de energia máxima de 6 MeV, portanto, não foi necessário determinar o fator de dependência energética para o presente trabalho.

3.2. Dosímetros termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes utilizados foram TLD-100 (LiF:Mg,Ti) em forma de chip produzidos pela *Thermo Fischer Scientific Inc.* conhecida

comercialmente como Harshaw TLD. Estes dosímetros possuem dimensões de 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm (Figura 3.2).



Figura 3.2 – TLD-100 dentro da copela.

3.2.1. Caracterização dos dosímetros termoluminescentes

Para a utilização adequada dos TLDs como detectores que determinam a dose absorvida, é necessário caracterizá-los, ou seja, ter conhecimento sobre suas características individualmente. O primeiro passo é identificar dentro do lote de TLDs quais estão dentro das características identificadas pelo fabricante, já que o fabricante realizou um processo de controle de qualidade por amostragem.

Trabalhar com TLD requer paciência, atenção e muito tempo, pois o processo de conhecimento de cada chip especificamente é uma etapa longa, na qual deve-se [52]:

- a) Identificar univocamente o TLD;
- b) Realizar o pré-tratamento térmico;
- c) Avaliar o valor de zero, ou seja, qual a sua resposta quando ele não foi irradiado, também conhecido como *background* - BG;
- d) Avaliar a sensibilidade;
- e) Avaliar a linearidade de acordo com a calibração;
- f) Levantar demais fatores de correção, como tempo, transporte ou dependência energética (Estes fatores não foram necessários para o presente trabalho).

3.2.1.1. Identificação dos TLDs

Para que a caracterização respeite o critério de individualidade, é necessário identificar os TLDs de maneira unívoca. Os 200 TLDs foram divididos em lotes

menores, cada lote contendo 20 TLDs, totalizando 10 lotes. Inicialmente, cada lote foi identificado com uma letra que poderia ser: A; B; C; D; E; H; I; L; N ou O. Algumas letras foram eliminadas no processo de seleção para evitar que as mesmas fossem confundidas, já que esta letra fica gravada no TLD e o espaço é muito pequeno. Desta forma, cada TLD do lote possui uma letra e dois caracteres, podendo variar de 01 a 20. Por exemplo, no lote A, tem-se TLDs A01; A02; A03 até A20.

Para identificar os TLDs utilizou um grafite com uma ponta bem fina e uma luz para clarear o ambiente, de forma que não existissem erros de grafia e identificação dos TLDs. Este processo ocorreu nas estruturas do Serviço de Qualidade em Radiação Ionizante – SQRI do INCa, com o auxílio de um técnico.

3.2.1.2. Pré-tratamento Térmico

Depois de identificados, os TLDs que não eram virgens, pois já haviam sido utilizados em outra pesquisa anteriormente, foram tratados termicamente para retirar qualquer resíduo de dose anteriormente irradiada. Este tratamento foi de 400 °C durante 1h seguido de 100 °C por duas horas.

3.2.1.3. Empilhamento e Leitura dos TLDs

Após o tratamento térmico inicial, os TLDs já identificados foram inseridos em copelas (neologismo do francês *coupelles*, que designam os recipientes onde o TLD é colocado para leitura) apresentadas na Figura 3.2, seguindo uma ordem pré-definida de empilhamento e leitura dos TLDs, com o auxílio de um elevador de copelas, Figura 3.3. Para nova irradiação aguardou-se pelo menos 12 h após o pré tratamento.



Figura 3.3 – Elevador utilizado para empilhar as copelas.

Com os TLDs empilhados de tal forma que permite rastrear os resultados detectados para cada TLD individualmente, pode-se inserir os mesmos na leitora Fimel PCL3 (Figura 3.4), também instalada nas estruturas do SQRI.

Desta forma, se obteve os valores de BG dos 200 TLDs avaliados. A leitura média da dose zero (TL_0) dos 200 TLDs foi obtida pela média das leituras dos 200 TLDs, representada pela Equação 3.1. A incerteza de medição associada a este parâmetro foi o desvio padrão obtido pelas 200 leituras.

$$TL_0 = \frac{\sum_{i=1}^{200} TL_0}{200} \quad (3.1)$$



Figura 3.4 – Imagens da Leitora de TLDs Fimel PCL3 do SQRI [69]. (a) vista externa; (b) vista do interior da leitora, onde se posiciona o carregador de TLDs.

O carregador da leitora tem a capacidade de empilhar até 93 copelas, ou seja, até 93 TLDs chip. A leitora possui um sistema composto por disco giratório e pinças que retira cada copela do carregador e a transporta até o forno 1, depois ao forno 2, à válvula fotomultiplicadora e no final, descarrega a copela no carregador de descarte.

No forno 1, a copela fica aproximadamente 25 s à 170 °C. Já no forno 2, ela fica aproximadamente 25 s à 300 °C e é neste momento em que a válvula fotomultiplicadora registra os fótons de luz pela liberação dos elétrons que estavam presos nas armadilhas dos TLDs.

3.2.1.4. Avaliação da Sensibilidade

A sensibilidade relativa de um TLD é a resposta média do TLD avaliado em relação à resposta média de todos os TLDs avaliados. Desta forma, foi necessário

avaliar a homogeneidade do campo de irradiação emitido pelo acelerador linear utilizado, para então irradiar todos os TLDs ao mesmo tempo e assim facilitar as irradiações.

Garantindo que o campo era homogêneo, todos os TLDs foram irradiados ao mesmo tempo entre placas de água sólida, apresentadas na Figura 3.5, para garantir a forma que os mesmos serão utilizados na pesquisa e obter resultados confiáveis, simulando o mesmo meio de pesquisa. A distância entre fonte e superfície (SSD) utilizada foi 100 cm, campo de 20 cm x 20 cm e dose de referência de 1 Gy.



Figura 3.5 – Arranjo experimental para caracterização do TLD com uso de placa sólida.

A sensibilidade relativa (S) de cada TLD é definida pela Equação 3.2, onde N é o número de TLDs avaliados, k é o número de irradiações realizadas e $TL_{i,k}$ é a leitura de cada TLD após a subtração de seu respectivo BG.

$$S_{i,k} = \frac{TL_{i,k}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N TL_{i,k}} \quad (3.2)$$

No estudo realizado de sensibilidade, os TLDs foram avaliados de acordo com o desvio padrão da média, ou seja, com a incerteza tipo A, para cada TLD e separados nos seguintes grupos de repetibilidade (Repe):

Repe < 0,5%	64 TLDs
0,5% < Repe < 1%	91 TLDs
1% < Repe < 1,5%	34 TLDs
1,5% < Repe < 2%	8 TLDs
2% < Repe < 3%	0 TLD
Repe > 3%	3 TLDs
Total	200 TLDs

O Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM 2012) [70] determina que repetibilidade é a condição de **medição** num conjunto de condições, as quais incluem o mesmo **procedimento de medição**, os mesmos operadores, o mesmo **sistema de medição**, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo.

Para o presente trabalho foram separados TLDs que apresentaram repetibilidade menor que 1%.

3.2.1.5. Avaliação da Linearidade

Para avaliar a linearidade os 200 TLDs foram separados em 10 lotes, inicialmente divididos pelas letras e cada lote recebeu uma das seguintes doses: (10; 50; 100; 150; 200; 250; 300; 350; 400 e 500) cGy.

Cada lote foi irradiado três vezes e por conseguinte, resultaram em três leituras para cada lote de TLD. A relação dose-resposta (R_{DS}) foi calculada para cada lote, por meio da razão entre a média do sinal do (\overline{TL}) dos TLDs pertencentes ao lote pela dose absorvida (D) determinada anteriormente e recebida por lote de acordo com a Equação 3.3.

$$R_{DS} = \frac{\overline{TL}}{D} \quad (3.3)$$

Para determinar o fator de linearidade (F_{lin}), conforme Equação 3.4, é necessário normalizar a relação dose-resposta (\overline{TL}_{ref}) para a dose de referência de 1 Gy (D_{ref}).

$$F_{lin} = \frac{\frac{\overline{TL}}{D}}{\frac{\overline{TL}_{ref}}{D_{ref}}} \quad (3.4)$$

Os resultados obtidos foram analisados com o uso do programa Excel e depois foi confeccionado um gráfico entre **Flin** versus **dose recebida** para cada lote, determinando a Equação para posterior correção das leituras dos TLDs quanto à linearidade.

Os dados experimentais ajustados em um polinômio de quarta ordem determinou a Equação 3.5, com $R^2 = 0,988$ para doses entre 50 cGy e 500 cGy (Figura 4.1).

$$F_{lin} = 2 \times 10^{-11}(D)^4 - 2 \times 10^{-8}(D)^3 + 5 \times 10^{-6}(D)^2 + 2 \times 10^{-5}(D) + 0,965 \quad (3.5)$$

3.2.1.6. Determinação da Dose Absorvida pelos TLDs

Após a caracterização dos TLDs é necessário realizar as correções com os fatores encontrados para cada TLD. Assim as doses absorvidas (D) pelos TLDs durante as irradiações realizadas no presente trabalho foram corrigidas conforme Equação 3.6.

$$D = \frac{(TL - TL_0) \times 10^2}{TL_{ref} \times S \times F_{lin}} \quad (3.6)$$

Onde, S é a sensibilidade relativa, TL é a leitura obtida pelo TLD e TL_0 é o valor do background avaliado no início do estudo.

Ao concluir a etapa de caracterização, os TLDs foram distribuídos pelo fantoma *Alderson Rando* entre as fatias 13 e 20, regiões em que a mama masculina e órgãos de interesse se encontram.

Numa primeira distribuição e análise, os TLDs foram inseridos nos orifícios em que pinos de 2,5 cm de altura ocupavam antes de serem remanejados para inserção dos TLDs conforme apresentado na Figura 3.6. Desta forma, ao inclinar o fantoma na mesa de tratamento os TLDs se deslocavam e suas localizações não eram precisas, conseqüentemente os resultados encontrados com os TLDs nesta primeira medição foram discrepantes dos resultados obtidos pelo sistema de planejamento.

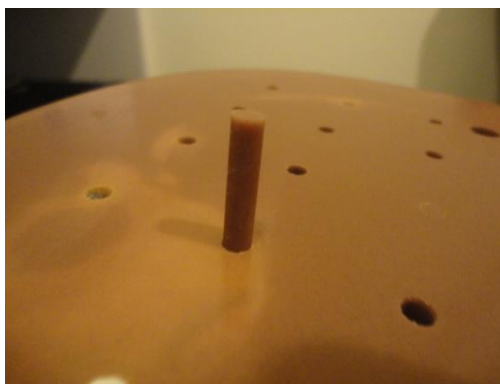


Figura 3.6 – Ilustração de um pino retirado da fatia do simulador *Alderson Rando*.

Por conta deste problema, houve a necessidade de se realizar uma segunda distribuição e análise de TLDs, onde os pinos originais foram substituídos por outros tipos de pinos em que havia um corte para posicionamento preciso dos TLDs, sendo os resultados encontrados discutidos no Capítulo 4.

3.3. Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos utilizados foram o *Gafchromic* EBT da ISP que não necessita de revelação. Cada folha foi dividida em duas partes para inserção no simulador *Alderson Rando* e previamente dividida em quatro partes para calibração. Assim como se faz necessário caracterizar os TLDs, é importante correlacionar diferentes tonalidades/ densidade ótica do filme radiocrômico com a dose irradiada e conhecida por um sistema confiável.

3.3.1. Calibração do Filme Radiocrômico

A calibração do filme ocorreu com a irradiação de dez pedaços de filme (Figura 3.7) e um pedaço sem irradiar para determinação do BG. Cada pedaço do filme foi inserido entre placas de água sólida para simular o meio que o filme será utilizado durante a pesquisa, com campo de radiação 10 cm x 10 cm e SSD de 100 cm. As doses administradas foram: 10 cGy, 20 cGy, 30 cGy, 40 cGy, 50 cGy, 80 cGy, 100 cGy, 150 cGy, 200 cGy e 250 cGy.

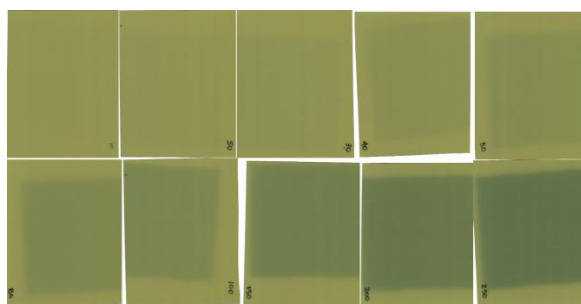


Figura 3.7 – Pedacos dos filmes irradiados para calibração.

A densidade ótica pode ser avaliada manualmente com o uso de densitômetro ótico ou automaticamente com o uso de *scanner* e *software* para análise de dose absorvida, no qual é necessário alimentar o sistema com a curva de calibração obtida

pelo filme radiocrômico. O presente trabalho fez uso do *scanner* (presente nas instalações do SQRI) e do *software* FilmQA Pro 2014.

Para digitalizar os filmes radiocrômicos irradiados foi utilizado o ScanMaker 9800XL Microtek (Figura 3.8), que possui as seguintes características: densidade óptica máxima de 3,7; resolução óptica de 1600x3200 dpi (pontos por polegada – *dots per inch*); área de digitalização de 12”x17” (0,30 m x 0,43 m); tempo de digitalização de 18 s para 300 dpi e 27 s para 600 dpi [55].

Os filmes radiocrômicos foram digitalizados com uma resolução espacial de 300 dpi, correspondendo aproximadamente a 0,0085 cm, conforme cálculo descrito a seguir:

$$\begin{aligned} \text{resolução}_{\text{espacial}} &= \frac{300 \text{ pontos}}{1 \text{ pol}} = \frac{300 \text{ pontos}}{2,54 \text{ cm}} = 118 \text{ pontos} / 1 \text{ cm} \\ \text{resolução} &\cong 0,0085 \text{ cm} \cong 0,085 \text{ mm} \cong 85 \mu\text{m} \end{aligned}$$

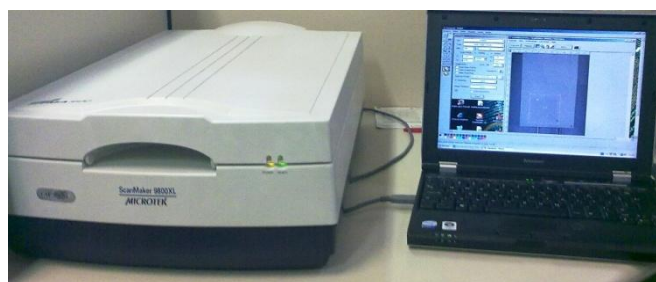


Figura 3.8 – Sistema para aquisição da imagem do filme radiocrômico utilizando um ScanMaker 9800XL Microtek [32].

O *software* FilmQA Pro 2014 possui rotinas de análise de imagens e comparação da distribuição de dose apresentada pelo filme irradiado e pelo sistema de planejamento. Para filmes radiocrômicos, a melhor resposta é encontrada no canal vermelho da imagem [44].

Após obtenção da curva de calibração do filme radiocrômico e alimentação do software para leitura das doses absorvidas, os filmes foram distribuídos pelas fatias 13 à 19 do fantoma *Alderson Rando* (Figura 3.9). Os resultados obtidos foram comparados com os resultados encontrados pelos TLDs e sistema de planejamento.

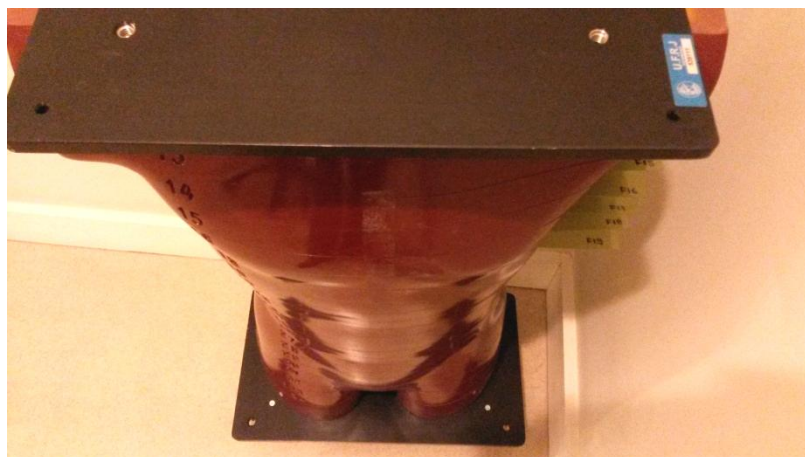


Figura 3.9 – Filmes radiocrômicos distribuídos entre as fatias do simulador *Alderson Rando*.

3.4. Sistema de Planejamento de Tratamento do Câncer de Mama Masculina

O sistema de planejamento utilizado para simular o tratamento do câncer de mama masculina, seguindo protocolos de tratamento do câncer de mama feminina, foi o *Prowess* Versão 5.11. Este sistema está instalado na COI unidade da Barra da Tijuca, Rio de Janeiro.

O *Prowess* possui um algoritmo que pode gerenciar informações a respeito de dose, unidades monitora, aquisição e fusão de imagens, além de importar o planejamento do tratamento diretamente para o acelerador linear em que ocorrerá o tratamento.

O planejamento foi realizado com as imagens obtidas do fantoma *Alderson Rando* pelo tomógrafo *Siemens Emotion Duo*, com o auxílio dos físicos médicos da COI. O tratamento consistiu de dois campos de radiação paralelos opostos com a prescrição de 200 cGy em 100 % da linha de isodose. No primeiro estágio da irradiação o gantry foi posicionado a 303 °, com SSD de 88,1 cm, campo de 10 cm x 12 cm e unidade monitora de 240,7 MU com filtro 30°. No segundo estágio, o gantry girou automaticamente para 123 °, com SSD de 88,5 cm, campo de 10 cm x 11 cm e unidade monitora de 241,8 MU, permanecendo com o mesmo filtro.

Para fins de comparação dos resultados obtidos pelo sistema de planejamento com os resultados determinados pelos TLDs e filmes radiocrômicos, foi necessário inserir, no sistema de planejamento, alguns pontos de interesse, ou seja, localização

específica para o TLD e o filme, conforme apresentado na Figura 3.10. Assim, foi possível gerar um relatório com as doses planejadas, na localização dos pontos de interesse.

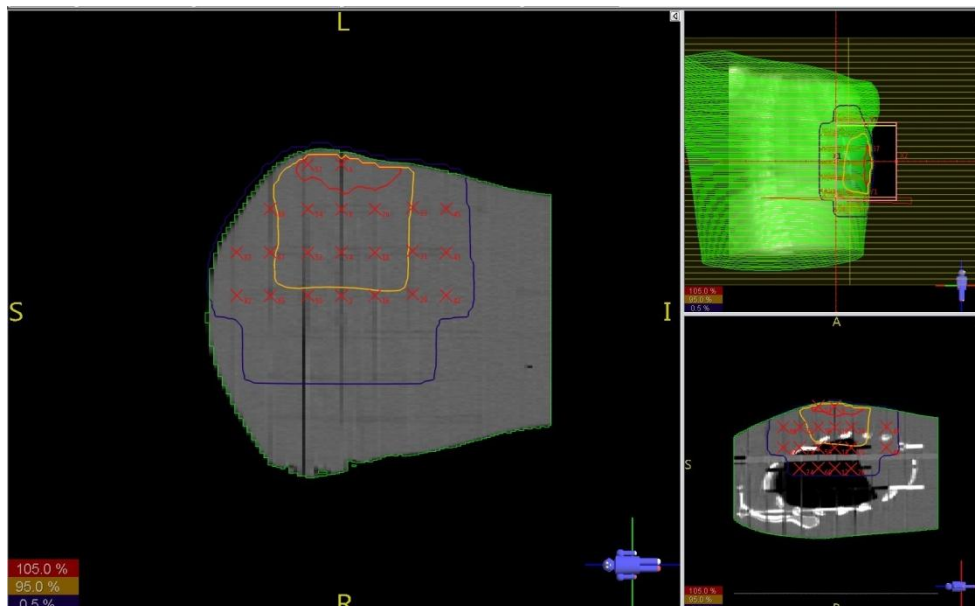


Figura 3.10 – Tela gráfica do *Prowess* com os pontos de interesse inseridos.

3.5. Simulação por Monte Carlo no MCNPX

Os resultados determinados pelo sistema de planejamento e TLDs foram comparados com os obtidos por meio de simulação pelo método de Monte Carlo, via MCNPX.

As imagens tomográficas do fantoma *Alderson Rando* foram convertidas em imagens DICOM, empregando o programa computacional MatLab, num fantoma em voxel no MCNPX. Com o fantoma voxelizado, foi usado o recurso computacional espaço de fase do código MCNP, de modo a facilitar os cálculos e reduzir o tempo de simulação do tratamento com o *Alderson Rando*, seguindo o mesmo protocolo do planejamento do Eclipse, e simulando o Acelerador Linear Onco Expression.

Para cálculo de dose, uma célula foi inserida no fantoma masculino, na região torácica, simulando o tumor. Outras células foram inseridas nas regiões entre as fatias 15 e 18 do fantoma *Alderson Rando*, em posições aproximadas das localizações dos TLDs na segunda distribuição experimental, para comparação dos resultados obtidos

entre o sistema de planejamento, medições com TLDs e simulação por Monte Carlo. Essas células foram inseridas com o mesmo material dos TLDs.

As doses foram calculadas usando o comando tally f6 [67], sua resposta equivale a energia média depositada em uma célula por unidade de massa, e o fator de conversão apresentado na Equação 3.7 é utilizado para obtermos a dose absorvida na unidade de Gy.

$$\frac{\text{MeV}}{\text{g}} = 1,6 \cdot 10^{-10} \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (3.7)$$

A quantidade de fótons necessária para entregar 1Gy na célula que simula o tumor é utilizada como fator de multiplicação para obter as doses indesejadas entregue nas células distribuídas no plano do fantoma, o que permite avaliar a distribuição de doses nesses pontos.

A posição do fantoma foi definido de acordo com o planejamento e suas inclinações de 303° e 123° foram feitas utilizando o comando *tr do MCNP [67]. A Figura 3.11 ajuda a ilustrar os posicionamentos das esferas detectoras na inclinação de 123° do fantoma.

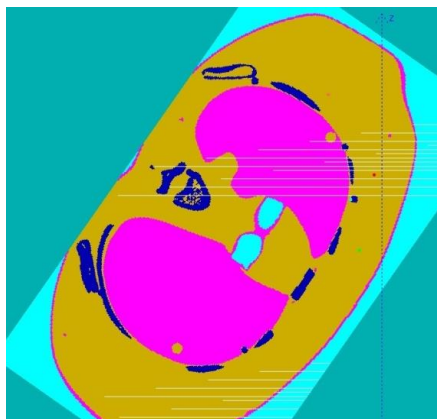


Figura 3.11 – Visualização da simulação da fatia 15, com as esferas detectoras, do fantoma *Alderson Rando* pelo MCNPX adquirida pelo *software* Moritz.

3.5.1. Estruturas Repetidas para Formação da Geometria

As interações com o meio geram a atenuação da intensidade inicial da radiação a partir do momento em que a mesma atravessa a matéria. A resposta da intensidade após as interações geram os diferentes tons de cinza em uma tomografia que pode ser atribuída a uma densidade [71]. Em uma matriz de voxels, um órgão pode apresentar

repetidas vezes um mesmo elemento do seu volume, conhecido como estruturas repetidas. O objetivo do recurso de estruturas repetidas no MCNP é a facilidade de descrever uma única vez as células e superfícies que se repetem, sendo possível modelar geometrias difíceis e irregulares [72].

Obedecendo a uma determinada sequência, as células podem definir um volume geométrico desejado, sendo que cada célula poderá ter sua composição e materiais alterados, dinamizando a modelagem de volumes heterogêneos. As estruturas repetidas possibilitam o cálculo de dose por célula de um elemento que compõe um determinado volume. Assim, é possível obter uma dose média no volume e uma dose pontual na célula de interesse. Porém o uso deste recurso não reduz o tempo de processamento.

3.5.2. Preenchimento dos Universos

A malha principal é resultante da intersecção dos seis planos (501 -502 503 -504 505 -506), um paralelepípedo, onde é usado o comando “fill” para especificar como os universos preencherão este sólido geométrico. A Figura 3.12 mostra uma linha de comando onde “fill = 999”, significa que a célula número 500, principal, não está preenchida em nenhum material, isto é, vácuo (representado por 0); por fim determina-se a importância das partículas que depositarão energia na célula principal, para o caso do problema a ser estudado, as partículas selecionadas foram os fótons e elétrons, a eles atribuiu-se a importância igual a 1.

```
c Phanton
500 0      501 -502 503 -504 505 -506 151 152 153 154 155 156
          161 162 163 164 165 166 167
          171 172 173 174 175 176
          181 182 183 184 fill=999 imp:p,e=1
```

Figura 3.12 – Linha de comando do MCNP que representa na célula principal o preenchimento por vácuo, a intersecção dos planos e a importância para fótons e elétrons.

3.5.3. Definição dos Voxels na Malha Principal

No bloco de superfícies, definiram-se com seis planos (-606 505 -604 503 -602 501), os cubos que compõem os voxels de aresta de 0,36 cm (Figura 3.13). O comando “lat” define para o MCNP que a malha principal é feita por hexaedros. O comando “fill”

A modalidade de preenchimento dos universos tem o seguinte padrão. Suponha que um universo recebeu o número como mostrado no detalhe da Figura 3.15. Esta célula está ligada a um material que recebeu o número 1, que por sua vez, terá sua composição química definida no bloco de materiais; o número que vem à seguir representa a densidade física (g/cm³) do material representado na célula; o próximo passo é definir as intersecções dos planos que vão formar o voxel, por fim atribui-se um universo que preencherá esta célula, no caso deste exemplo, o universo representado pelo número 2 (Figura 3.15).

```

1 18086r 2 29r 1 229r 2 51r 1 211r 2 8r 11 38r 2
15r 1 199r 2 6r 11 55r 2 9r 1 190r 2 5r 11
68r 2 6r 1 182r 2 4r 11 77r 2 6r 1 174r 2
4r 11 84r 2 5r 1 168r 2 4r 11 91r 2 4r 1
162r 2 4r 11 97r 2 4r 1 157r 2 3r 11 103r 2
4r 1 151r 2 3r 11 109r 2 3r 1 147r 2 3r 11
113r 2 3r 1 142r 2 3r 11 118r 2 3r 1 138r 2
3r 11 122r 2 2r 1 135r 2 2r 11 127r 2 2r 1
131r 2 2r 11 131r 2 2r 1 127r 2 2r 11 134r 2
2r 1 124r 2 2r 11 138r 2 1r 1 121r 2 2r 11
141r 2 2r 1 118r 2 2r 11 143r 2 2r 1 115r 2
2r 11 147r 2 1r 1 113r 2 2r 11 149r 2 1r 1
110r 2 2r 11 152r 2 1r 1 108r 2 2r 11 154r 2
1r 1 106r 2 1r 11 157r 2 1r 1 104r 2 1r 11
159r 2 1r 1 101r 2 2r 11 161r 2 1r 1 99r 2
1r 11 164r 2 1r 1 97r 2 1r 11 166r 2 1r 1
95r 2 1r 11 168r 2 1r 1 93r 2 1r 11 170r 2
1r 1 91r 2 1r 11 172r 2 1r 1 89r 2 1r 11
173r 2 1r 1 88r 2 1r 11 175r 2 1r 1 86r 2
1r 11 177r 2 1r 1 84r 2 1r 11 179r 2 1r 1
82r 2 1r 11 180r 2 1r 1 81r 2 1r 11 182r 2
1r 1 79r 2 2r 11 183r 2 1 78r 2 2r 11 184r 2
1r 1 77r 2 1r 11 186r 2 1r 1 75r 2 1r 11
187r 2 1r 1 74r 2 1r 11 189r 2 1r 1 72r 2
1r 11 190r ② 1r 1 71r 2 1r 11 192r 2 1r 1...

700 1 -0.001200 -606 505 -604 503 -602 501 u=1 imp:p,e=1
701 0 606 : -505 : 604 :-503 : 602 :-501 u=1 imp:p,e=1
702 ② -0.260000 -606 505 -604 503 -602 501 u=② imp:p,e=1
703 0 606 : -505 : 604 :-503 : 602 :-501 u=2 imp:p,e=1
708 5 -1.04500 -606 505 -604 503 -602 501 u=5 imp:p,e=1
709 0 606 : -505 : 604 :-503 : 602 :-501 u=5 imp:p,e=1
720 11 -1.05000 -606 505 -604 503 -602 501 vol=0.00212 u=11 imp:p,e=1
721 0 606 : -505 : 604 :-503 : 602 :-501 u=11 imp:p,e=1
724 13 -1.85000 -606 505 -604 503 -602 501 u=13 imp:p,e=1
725 0 606 : -505 : 604 :-503 : 602 :-501 u=13 imp:p,e=1

```

Figura 3.15 – Descrição dos universos com especificação da densidade e materiais que irão compor os voxels.

3.5.5. A Malha Auxiliar

O processo de inserção das esferas detectoras, na malha principal da estrutura em voxels é diferente da colocação das mesmas no fantoma esférico. O fato de

simplesmente modelar as geometrias, células, e definir todas as fontes emissoras, não garante que o MCNPX irá rodar o arquivo de entrada. Para que este arquivo de entrada funcione é necessária a construção de outra malha, a malha auxiliar que, tal como a malha principal, também é composta por 6 planos. Esta malha auxiliar Figura 3.16 que envolve a malha principal, possibilita a simulação dos dosímetros termoluminescentes, sem erros fatais.

```

c Region of interest
c
998 1 -0.0012 971 -972 973 -974 975 -976 #500          $Dentro da caixa menos o
      (201:-202:203)                                     $Espaço de fase
      230 (-232:231) (231:232:-233:-234)
      (231:233:-236:-235)
      (231:236:-237:-238)
      (-240:-239:238:231)
      (-241:-242:239:231)                               $Filtro
      151 152 153 154 155 156                           $Esferas detectoras
      161 162 163 164 165 166 167
      171 172 173 174 175 176
      181 182 183 184 imp:p,e=1
c
c
c Region of no interest
c
999 0 -971:972:-973:974:-975:976          imp:p,e=0
c

```

Figura 3.16 – Comando que representa a criação da malha auxiliar.

3.5.6. Representação do Bloco de Materias

No bloco de materiais um elemento químico pode ser representado na forma ZZAAA. A Figura 3.17 mostra, por exemplo, os elementos químicos que compõem a medula óssea. Por exemplo, o número 8000 significa que o MCNP está considerando todos os isótopos naturais do oxigênio (ZZAAA => 08000). O sinal negativo significa a porcentagem do elemento químico que existe no órgão a ser trabalhado como, por exemplo, ainda para o caso do oxigênio sua porcentagem será 33,8%. A modelagem dos elementos químicos que compõem o pulmão e as suas respectivas porcentagens esta representada na Figura 3.17.

Composição do Pulmão

m2	1000.	-.103	Hidrogênio	10,3 %
	6000.	-.107	Carbono	10,7 %
	7000.	-.032	Nitrogênio	3,2 %
	8000.	-.746	Oxigênio	74,6 %
	11000.	-.002	Sódio	0,2 %
	15000.	-.002	Fósforo	0,2 %
	16000.	-.003	Enxofre	0,3 %
	17000.	-.003	Cloro	0,3 %
	19000.	-.002	Potássio	0,2 %

Figura 3.17 – Elementos químicos presentes no pulmão com suas respectivas porcentagens.

3.5.7. Descrição dos Dosímetros Termoluminescentes

Nesta parte dos dados de entrada, foi feita a construção da geometria dos detectores e para esta representação geométrica, utilizam-se combinações de formas geométricas pré-definidas, como planos, esferas, elipsoides, dentre outras. As regiões são combinadas utilizando-se operadores booleanos tais como interseções, uniões e sensores (sentidos) das superfícies, são também representados os materiais e densidades das células, que irão compor a geometria do problema. A Figura 3.18 mostra as células que compõem os dosímetros termoluminescentes (esferas detectoras).

```

c Esferas detectoras
c
251 18 -2.64 -151 imp:p,e=1
252 18 -2.64 -152 imp:p,e=1
253 18 -2.64 -153 imp:p,e=1
254 18 -2.64 -154 imp:p,e=1
255 18 -2.64 -155 imp:p,e=1
c
256 18 -2.64 -156 imp:p,e=1 $ Tumor
c
261 18 -2.64 -161 imp:p,e=1
262 18 -2.64 -162 imp:p,e=1
263 18 -2.64 -163 imp:p,e=1
264 18 -2.64 -164 imp:p,e=1
265 18 -2.64 -165 imp:p,e=1
266 18 -2.64 -166 imp:p,e=1
267 18 -2.64 -167 imp:p,e=1
c
271 18 -2.64 -171 imp:p,e=1
272 18 -2.64 -172 imp:p,e=1
273 18 -2.64 -173 imp:p,e=1
274 18 -2.64 -174 imp:p,e=1
275 18 -2.64 -175 imp:p,e=1
276 18 -2.64 -176 imp:p,e=1
c
281 18 -2.64 -181 imp:p,e=1
282 18 -2.64 -182 imp:p,e=1
283 18 -2.64 -183 imp:p,e=1
284 18 -2.64 -184 imp:p,e=1

```

Figura 3.18 – Bloco de células para as esferas detectoras no fantoma *Alderson Rando*.

3.5.8. A Definição da Fonte

Existem várias opções para descrever a fonte no MCNP, porém, algumas características são comuns, tais como: posição da fonte, energia, tipo de partículas, dentre outros dados que podem caracterizar diversos tipos de fonte. A Figura 3.19 apresenta a definição das características do acelerador linear.

```
C
C Fonte (rssa)
C
C
201 CZ 20
202 PZ 59.99
203 PZ 60.01
C
C FILTRO FISICO 30 GRAUS
C
230 3 RPP -10.16 10.16 -10.16 10.16 57.953 58.616
231 3 RPP -5.905 5.905 -7.545 7.545 55.132 57.953
242 3 PX -5.904
241 3 P 0.434 0 1 55.3904
239 3 PX -3.785
237 3 P 0.2164 0 1 56.1167
235 3 P 0.2108 0 1 56.1192
232 3 PX 5.605
233 3 PX 1.785
234 3 P 0.1597 0 1 56.028
236 3 PX -0.445
238 3 PX -2.155
240 3 P 0.2761 0 1 55.9881
C
C Piramide definidora do tamanho de campo
C
4 pz 0
5 pz 100
6 p 5 5 0 -5 5 0 0 0 100
7 p 5 5 0 5 -5 0 0 0 100
8 p 5 -5 0 -5 -5 0 0 0 100
9 p -5 -5 0 -5 5 0 0 0 100
c
```

Figura 3.19 – Características do acelerador linear.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Determinação da Leitura de Base (*background*) dos TLDs

O valor médio de contagem relativa ao sinal TL, para um valor de dose absorvida de 1 Gy, considerando três leituras dos 200 TLDs, sem subtrair o *background* (BG), foi de 58088.

Os valores das leituras fornecidas pela leitora Fimel PCL3 para a dose zero (BG) dos TLDs foram: 18 para o valor mínimo, 123 para o valor máximo e 41,25 para a média aritmética, que representam 0,07% do valor médio do sinal TL, obtido em uma irradiação de 1 Gy.

4.2. Estudo da Sensibilidade dos TLDs

Após a determinação da sensibilidade relativa de cada TLD, obteve-se 64 TLDs com repetibilidade de até $\pm 0,5\%$ de desvio padrão da média, 155 TLDs com até $\pm 1\%$ de desvio padrão da média, 197 TLDs com até $\pm 2\%$ de desvio padrão da média e três dosímetros com desvio padrão da média acima de 3%, dentro da especificação declarada pelo fabricante. Os 155 dosímetros que apresentaram desvio padrão da média de até $\pm 1\%$ foram selecionados para as medidas.

4.3. Estudo da Linearidade dos TLDs

Para determinação da resposta dos TLDs em função da linearidade em relação a dose, foi considerado o intervalo de doses entre 50 cGy e 500 cGy.

A razão entre a dose aplicada e a resposta do TLD foi calculada para cada dose escolhida no intervalo de dose estudada na curva de calibração. Esta razão foi normalizada em relação a dose de referência de 1 Gy, assim obtendo o fator F_{lin} , fator de correção para não-linearidade da leitura apresentada pelo TLD irradiado com a dose desconhecida. A Figura 4.1 mostra a curva de calibração obtida pelo programa Excel para o F_{lin} .

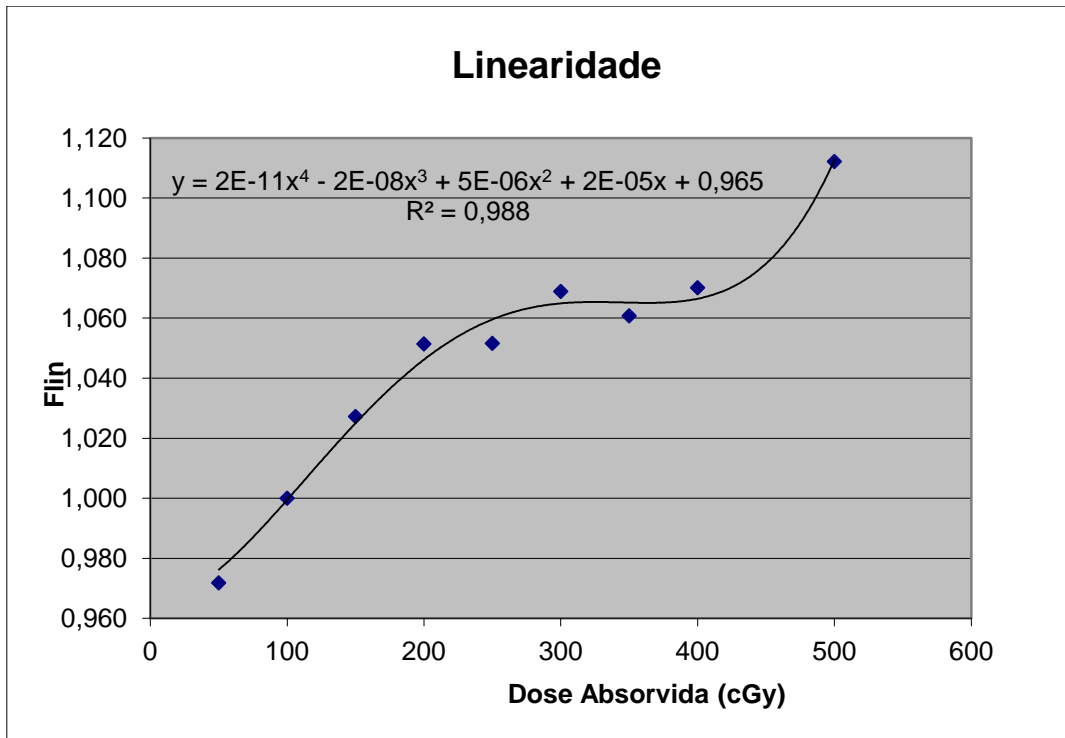


Figura 4.1 – Gráfico relacionando o fator de correção, F_{lin} , dos TLDs com a dose absorvida.

O valor de R-quadrado encontrado foi de 0,988, este valor representa o quanto pode se inferir de erro pelo uso desta Equação. Valores de R^2 próximos de 1 indicam uma boa qualidade de ajuste dos pontos a curva traçada e valores abaixo de 0,8 indicam uma qualidade baixa [75]. Cabe ressaltar que este ajuste, muitas vezes, introduz uma dúvida no F_{lin} , o que pode ser amenizado com a determinação da incerteza em função do ajuste pela Equação 4.1.

Esta incerteza deve ser expandida e, logo após, combinada com a incerteza da medição. O cálculo da incerteza do ajuste é dado pela Equação 4.1 [75].

$$U_{ajuste} = K \cdot \sqrt{\frac{1}{n-2} \cdot \sum (y_i - y_f(x_i))^2} \quad (4.1)$$

Sendo:

U_{ajuste} que representa a incerteza do ajuste pela equação;

K é o fator de abrangência, retirado da tabela de *t-Student* para $(n - 2)$ graus de liberdade;

n corresponde ao número de pontos utilizados para gerar a equação;

y_i é o valor do erro no i ésimo ponto calibrado, usado para gerar a Equação de linearidade;

$y_{f(x_i)}$ é o valor do erro no i ésimo ponto calibrado, calculado pela equação de linearidade.

O valor encontrado para U_{ajuste} da Equação 4.1, considerando-se 68% de confiabilidade, referente à ± 1 desvio padrão numa distribuição normal de probabilidade, foi de 0,00015% da dose absorvida.

A extrapolação da curva de calibração não é confiável, para valores de doses abaixo de 50 cGy, porém, foi a melhor curva de calibração gerada em relação ao ajuste entre os pontos de valores de dose conhecidos e os calculados. Essa fonte de incerteza do ajuste, com um pequeno valor de incerteza percentual, representa que os pontos avaliados não impactam no resultado final do uso da curva de calibração. Porém, se faz necessário analisar cuidadosamente os resultados obtidos em doses inferiores a 50 cGy.

4.4. Estudo das Incertezas

A incerteza da dose obtida pelos TLDs partiu da análise da Equação 3.6, e com a consideração que o presente estudo não contempla os fatores de correção para dependência energética, tempo e trânsito, conforme mencionado na seção 3.1.

Denominando (TL-BG) da Equação 3.6 como L e estimando as derivadas parciais da dose em relação a cada uma das variáveis (L , S e F_{lin}), obtém-se:

$$\frac{\partial D}{\partial L} = \frac{10^2}{TL_{ref} \times S \times F_{lin}} = \frac{D}{L} \quad (4.2)$$

$$\frac{\partial D}{\partial S} = \frac{L \times 10^2}{TL_{ref} \times S^2 \times F_{lin}} = -\frac{D}{S} \quad (4.3)$$

$$\frac{\partial D}{\partial F_{lin}} = \frac{L \times 10^2}{TL_{ref} \times S \times F_{lin}^2} = -\frac{D}{F_{lin}} \quad (4.4)$$

Daí pela propagação de incertezas,

$$u_D^2 = \left(\frac{\partial D}{\partial L}\right)^2 u_L^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial S}\right)^2 u_S^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial F_{lin}}\right)^2 u_{F_{lin}}^2 \quad (4.5)$$

Substituindo as respectivas derivadas parciais,

$$u_D^2 = \left(\frac{D}{L}\right)^2 u_L^2 + \left(-\frac{D}{S}\right)^2 u_S^2 + \left(-\frac{D}{F_{lin}}\right)^2 u_{F_{lin}}^2 \quad (4.6)$$

Logo,

$$u_D^2 = D^2 \left[\left(\frac{1}{L}\right)^2 u_L^2 + \left(-\frac{1}{S}\right)^2 u_S^2 + \left(-\frac{1}{F_{lin}}\right)^2 u_{F_{lin}}^2 \right] \quad (4.7)$$

Então,

$$\left(\frac{u_D}{D}\right)^2 = \left(\frac{u_L}{L}\right)^2 + \left(\frac{u_S}{S}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{lin}}}{F_{lin}}\right)^2 \quad (4.8)$$

A incerteza relativa para a dose, D, pode ser expressa por:

$$\frac{u_D}{D} = \sqrt{\left(\frac{u_L}{L}\right)^2 + \left(\frac{u_S}{S}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{lin}}}{F_{lin}}\right)^2} \quad (4.9)$$

Onde:

$\frac{u_L}{L} = 0,0054$ representa o desvio padrão percentual da média das leituras realizadas com todos os TLDs, durante a caracterização dos mesmos;

$\frac{u_S}{S} = 0,01 = 1\%$ é o valor máximo da sensibilidade de todos os TLDs selecionados para compor o sistema de medição;

$\frac{u_{F_{lin}}}{F_{lin}} = 0,0000015$ é a incerteza do ajuste, o desvio percentual do ajuste da curva aos dados experimentais.

Assim, a incerteza relativa para a dose D obtida com os TLDs é de $\pm 0,0114$ ou $\pm 1,14\%$, conforme Equação 4.9.

$$\frac{u_D}{D} = \sqrt{(0,0054)^2 + (0,01)^2 + (0,0000015)^2} \quad (4.9)$$

4.5. Doses Absorvidas obtidas com TLDs - Primeira medição

Na primeira rodada de medição ou primeira distribuição, os TLDs foram espalhados de maneira alternada em forma de matriz pelo lado direito do simulador *Alderson Rando* entre as fatias 13 e 20. Porém, foi observado que a inexactidão do posicionamento dos TLDs acarretava discrepâncias entre os resultados apresentados e planejados. Também foram observados muitos pontos da matriz em que valores de dose

absorvida pelo TLD se aproximavam de zero, sendo portanto, essas localizações descartadas na segunda rodada de medição (segunda distribuição).

As Figuras 4.2 a 4.8 mostram a distribuição dos TLDs no fantoma *Alderson Rando*. As marcações em vermelho indicam os TLDs inseridos no sistema de planejamento, os pontos circulado de branco indicam o posicionamento adequado dos TLDs experimentalmente. Muitos TLDs distribuídos experimentalmente, porém fora da linha de isodose, foram retirados para deixar a imagem mais clara.

A linha azul determina a isodose, que neste caso não possuía grande confiabilidade, pois seus valores são dispersos. A isodose mais confiável para o sistema de planejamento é a vermelha e a segunda mais confiável é a amarela.

As Tabelas 4.1 a 4.7 apresentam os comparativos de doses obtidas com o TLD e obtidas através do sistema de planejamento (doses planejadas) para cada fatia do fantoma *Alderson Rando* estudada. Nessas tabelas é possível observar as discrepâncias, *outliers* e confiabilidade do sistema de planejamento em relação ao TLD irradiado.

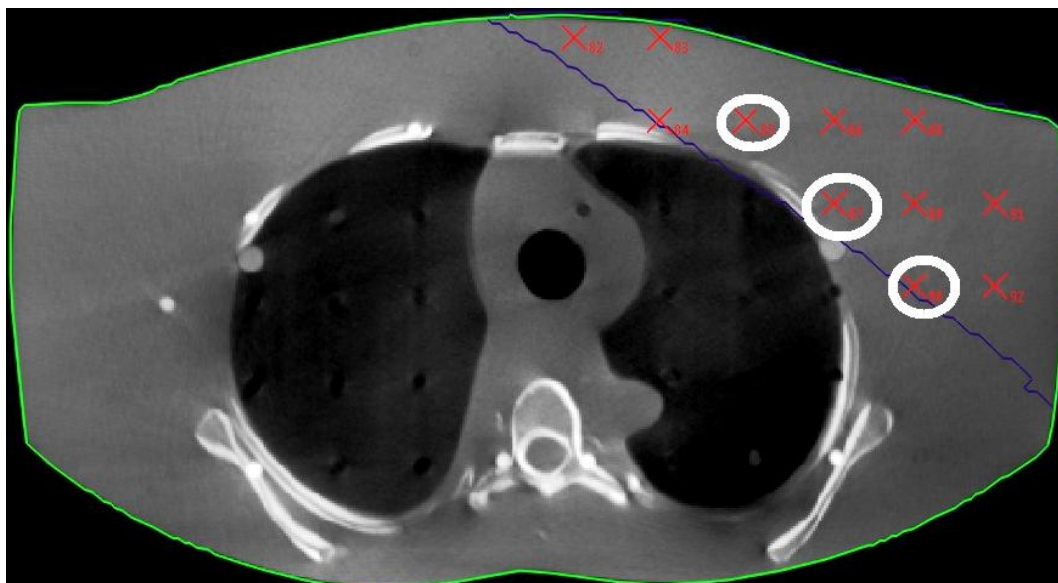


Figura 4.2 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulado na fatia 13 do *Alderson Rando*.

Na Tabela 4.1 é possível visualizar que todas as doses obtidas com o uso do TLD encontram-se abaixo de 50 cGy, ou seja, as doses estão na faixa de extrapolação da curva de calibração conforme Equação 3.5.

Tabela 4.1 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 13 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)												
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada	
			1	2	3							
a14	90	2,92	9,49	9,58	8,74	9,27	0,46	5%	0,26	A	-6,35	
109	87	17,77	11,64	11,41	10,16	11,07	0,79	7%	0,46	A	6,70	
i14	85	19,7	12,64	12,37	12,69	12,57	0,17	1%	0,10	A	7,13	

*A – azul

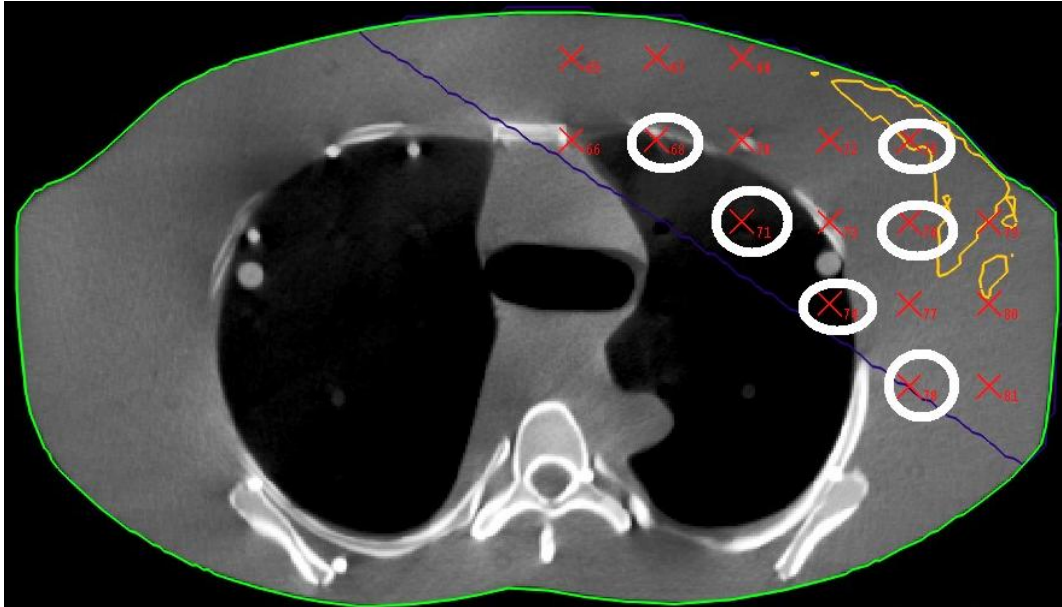


Figura 4.3 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circutados na fatia 14 do *Alderson Rando*.

A Tabela 4.2 apresenta um desvio padrão relativo de 19% no TLD h13, ocasionado por conta da movimentação do TLD durante o processo de transporte do fantoma *Alderson Rando* com o arranjo experimental.

Tabela 4.2 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 14 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)											
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada
			1	2	3						
h04	78	1,69	9,88	9,23		9,55	0,47	5%	0,33	A	-7,86
b08	76	187,11	179,32	179,78	177,95	179,01	0,95	1%	0,55	A	8,10
b05	75	190,38	183,02	178,32	180,07	180,47	2,37	1%	1,37	AM	9,91
a07	74	12,9	10,81	11,35	10,02	10,73	0,67	6%	0,39	A	2,17
b06	71	18,17	14,80	16,42	13,65	14,96	1,39	9%	0,80	A	3,21
h13	68	44,53	25,89	24,29	17,74	22,64	4,32	19%	2,49	OUT	21,89

*AM – amarela; A – azul; OUT - outlier

Durante a terceira medição, o TLD h04 não foi irradiado, pois o “chip” se deslocou do fantoma durante o transporte entre o local onde foi mantido o arranjo experimental e o local de irradiação.

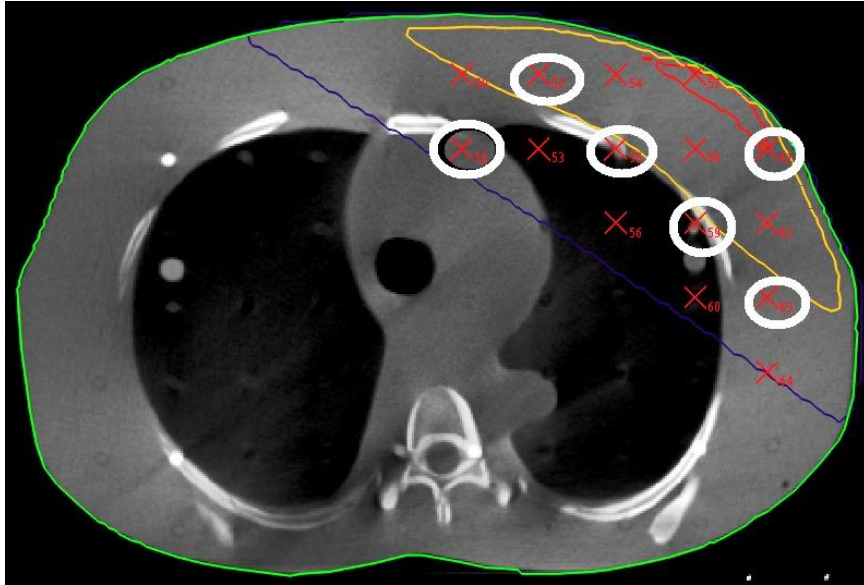


Figura 4.4 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulado na fatia 15 do *Alderson Rando*.

A tabela 4.3 apresenta desvios padrão relativos de 17% no TLD d14 e 26% no TLD h17, ocasionado por conta da movimentação dos TLDs durante o processo de transporte do fantoma com o arranjo experimental.

Tabela 4.3 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 15 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)											
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada
			1	2	3						
d14	63	47,38	26,39	24,79	18,75	23,31	4,03	17%	2,33	OUT	24,07
n03	61	210,27	192,94	199,22	198,90	197,02	3,54	2%	2,04	V	13,25
h17	59	176,05	158,10	141,39	92,40	130,63	34,15	26%	19,71	OUT	45,42
e05	55	186,86	187,61	184,48	184,03	185,37	1,95	1%	1,13	A	1,49
e02	52	197,68	198,01	202,05	191,43	197,16	5,36	3%	3,10	AM	0,52
c11	51	13,9	13,47	13,60	12,68	13,25	0,50	4%	0,29	A	0,65

*AM – amarela; A – azul; V – vermelha; OUT – outlier

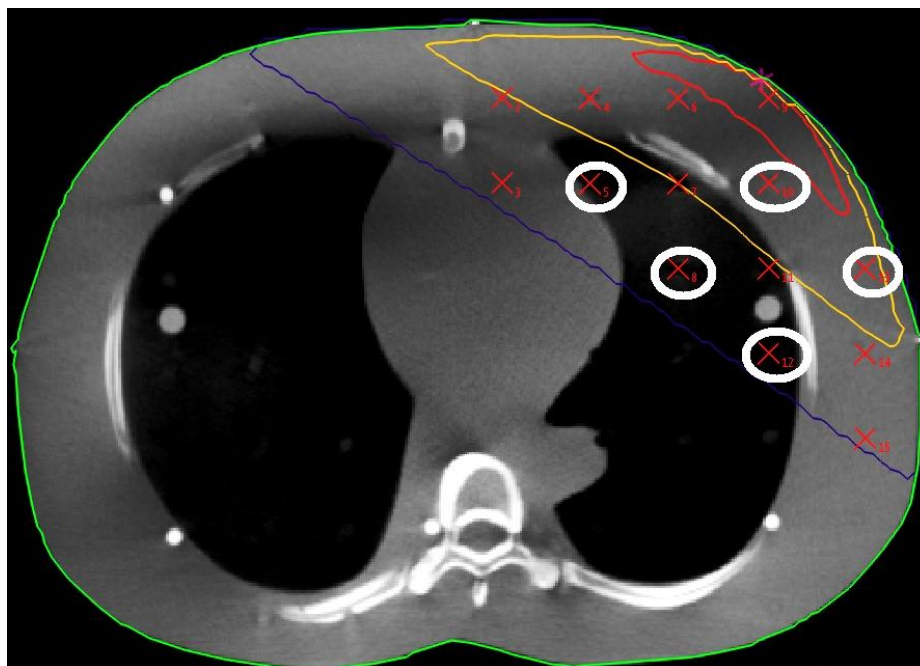


Figura 4.5 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 16 do *Alderson Rando*.

A Tabela 4.4 apresenta desvio padrão relativo de 15% no TLD n06, ocasionado por conta da movimentação do TLD durante o processo de transporte do fantoma *Alderson Rando* com o arranjo experimental.

Tabela 4.4 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 16 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)												
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada	
			1	2	3							
h09	13	206,69	207,27	205,42	199,02	203,90	4,33	2%	2,50	AM	2,79	
oo2	12	13,88	13,65	14,05	12,63	13,44	0,73	5%	0,42	A	0,44	
i15	10	203,63	201,43	203,63	192,23	199,09	6,04	3%	3,49	AM	4,54	
h16	8	19,48	19,89	20,54	17,40	19,28	1,66	9%	0,96	A	0,20	
n06	5	47,64	44,61	47,15	34,95	42,24	6,44	15%	3,72	OUT	5,40	

*AM – amarela; A – azul; OUT – outlier

A fatia 16 do fantoma *Alderson Rando* (Figura 4.5) é a fatia em que o planejamento do tratamento foi baseado, por conta disso, apresenta os maiores valores de doses planejadas e medidas.

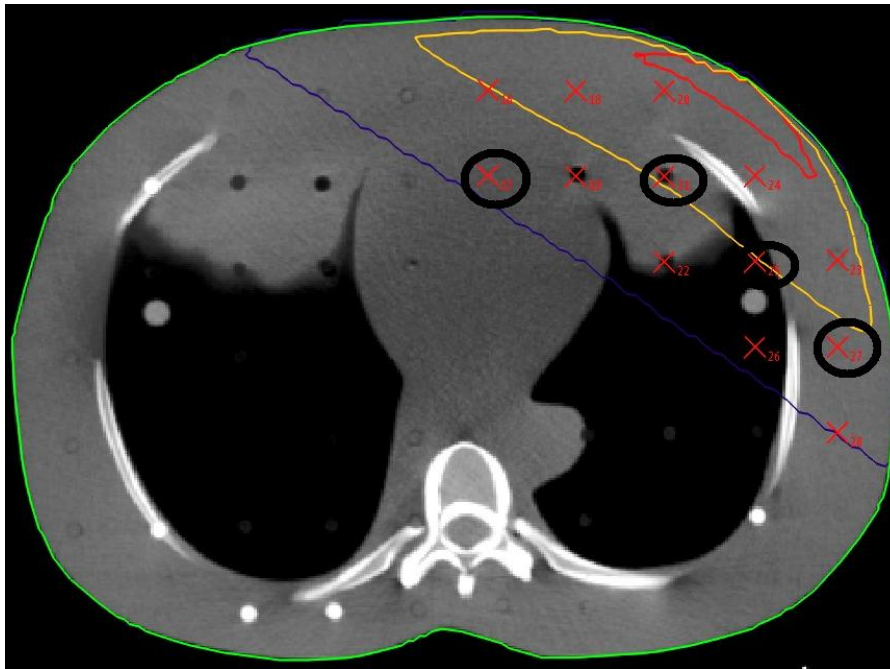


Figura 4.6 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 17 do *Alderson Rando*.

A Tabela 4.5 apresenta desvios padrão relativos de 20% no TLD e06 e 18% no TLD o06, ocasionado por conta da movimentação dos TLDs durante o processo de transporte do fantoma *Alderson Rando* com o arranjo experimental.

Tabela 4.5 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 17 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)											
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada
			1	2	3						
e06	27	48,94	29,38	32,18	21,54	27,70	5,52	20%	3,19	OUT	21,24
o06	25	182,06	177,02	172,97	124,83	158,27	29,03	18%	16,76	OUT	23,79
b15	21	192,38	189,55	192,93	184,12	188,87	4,44	2%	2,56	AM	3,51
h07	17	14,2	13,67	13,90	11,98	13,18	1,05	8%	0,60	A	1,02

*AM – amarela; A – azul; OUT – outlier

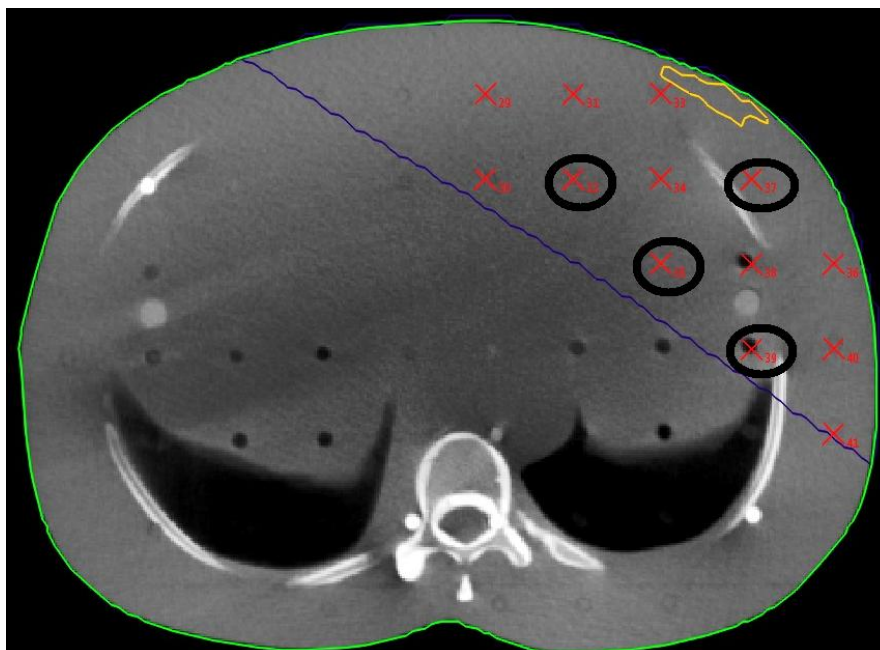


Figura 4.7 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 18 do *Alderson Rando*.

A Tabela 4.6 apresenta desvios padrão relativos de 26% no TLD o20, ocasionado por conta da movimentação do TLD durante o processo de transporte do fantoma *Alderson Rando* com o arranjo experimental.

Tabela 4.6 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 18 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)												
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada	
			1	2	3							
n10	39	12,27	11,02	11,03	9,32	10,45	0,98	9%	0,57	A	1,82	
h08	37	180,77	201,10	204,66	190,25	198,67	7,50	4%	4,33	A	-17,90	
o14	35	17,94	13,33	13,47	11,74	12,85	0,96	7%	0,56	A	5,09	
o20	32	48,53	35,42	41,55	24,25	33,74	8,77	26%	5,06	OUT	14,79	

* A – azul; OUT – outlier

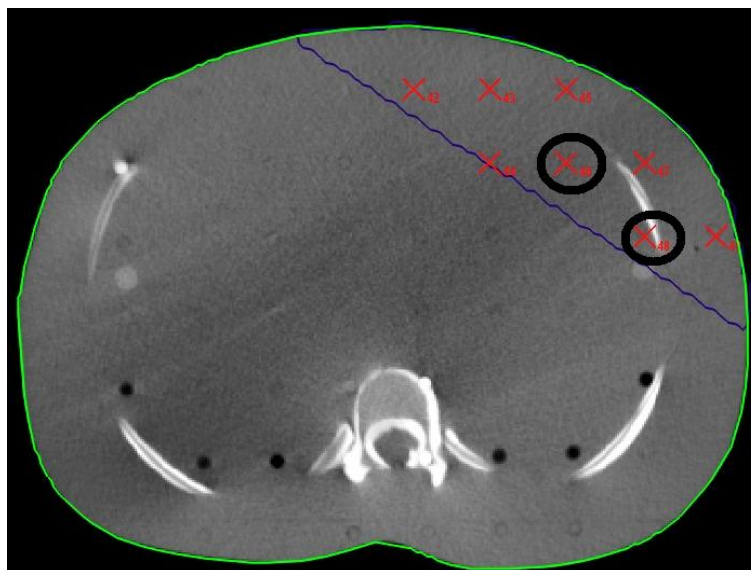


Figura 4.8 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 19 do *Alderson Rando*.

A Tabela 4.7 é possível visualizar que todas as doses obtidas com o uso do TLD encontram-se abaixo de 50 cGy, ou seja, as doses encontram-se na faixa de extrapolação da curva de calibração conforme Equação 3.5.

Tabela 4.7 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 19 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)											
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada
			1	2	3						
c10	48	15,62	11,98	12,76	10,76	11,84	1,01	9%	0,58	A	3,78
a01	46	17,67	16,20	16,14	13,87	15,40	1,33	9%	0,77	A	2,27

* A – azul

Os resultados apresentados demonstram desvio padrão relativo de até 26%, tornando as medições não confiáveis e por conta disto, foi necessário repetir os procedimentos de medição (segunda distribuição), agora com uso de um pino com espaço para suporte e localização do TLD, o que impede que o deslocamento do dosímetro interfira no resultado final de comparação entre doses planejadas e doses medidas com os TLDs.

4.6. Doses Absorvidas obtidas com TLDs - Segunda medição

Na segunda rodada de medição ou segunda distribuição, os TLDs foram espalhados em forma de matriz pelo lado direito do fantoma *Alderson Rando* nos pontos

que apresentavam doses diferentes de zero (seção 4.6), ou seja, nas isodoses azul, amarelo e vermelho, entre as fatias 15 e 18, pois as outras fatias não apresentaram valores de dose significativos.

Os TLDs foram alocados nos pinos que possuíam espaços para inserção dos chips TLD, permitindo assim maior exatidão e confiabilidade nas medições realizadas nesta segunda etapa de medições. Para análise dos valores planejados foi necessário reposicionar os TLDs no sistema de planejamento com um espaçamento de 2,4 cm na altura, pois anteriormente o TLD foi inserido na parte inferior do orifício existente quando se retirava o pino e neste segundo momento, o TLD foi posicionado na parte superior. Os resultados obtidos pelo sistema de planejamento encontram-se no “ANEXO A – Relatório gerado pelo sistema de planejamento”.

As Figuras 4.9 a 4.12 mostram a distribuição dos TLDs no fantoma *Alderson Rando*. As marcações em vermelho indicam os TLDs inseridos no sistema de planejamento, os pontos circulos de preto indicam o posicionamento adequado dos TLDs experimentalmente. Nestas figuras, a região que possui maior confiabilidade é a vermelha, sendo seguida da região amarela e por último, com a menor confiabilidade, a região azul, de acordo com as isodoses avaliadas pelo sistema de planejamento.

As Tabelas 4.8 a 4.11 apresentam os comparativos de doses absorvidas, registradas pelos TLDs e obtidas através do sistema de planejamento (doses planejadas) para cada fatia do fantoma *Alderson Rando* estudada. Nestas tabelas é possível observar que os resultados apresentam desvio padrão relativo máximo de 6%. Ou seja, esta segunda rodada de medição reduziu de 26% para 6% em relação ao desvio padrão relativo das medições realizadas.

Considerando que o planejamento foi realizado posicionando o ponto de interesse para tratamento do câncer de mama masculina próximo ao TLD L01, que este se encontra na posição 10 da fatia 16, o erro percentual apresentado em relação ao planejamento é de 0,3%. Ou seja, os resultados obtidos com os TLDs na segunda rodada de medição estão em bom acordo com aqueles determinados através do sistema de planejamento.

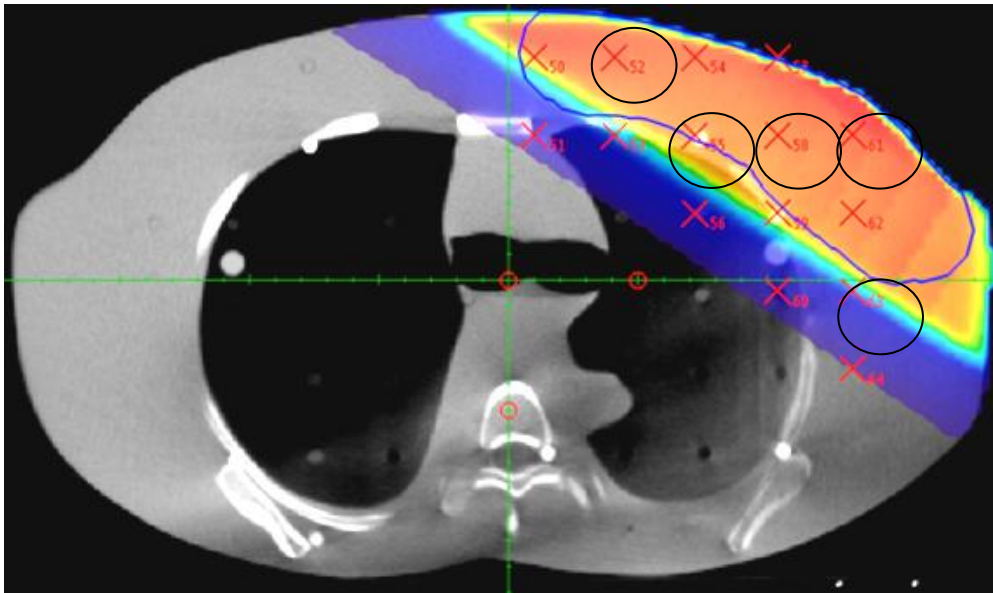


Figura 4.9 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulado na fatia 15 do fantoma *Alderson Rando*.

A Tabela 4.8 apresenta uma diferença de aproximadamente 25 cGy entre a dose média do TLD d14 e dose planejada. Porém cabe ressaltar que este TLD apresentou uma dose planejada de 42,4 cGy e a curva de calibração dos TLDs não é confiável para medições menores que 50 cGy, conforme discutido na seção 4.3. Esta tabela também apresenta uma diferença de aproximadamente -21 cGy para o TLD e05, porém o mesmo está localizado em uma região de transição de dose e este local pode apresentar resultados diferentes do planejado, pois uma pequena diferença no posicionamento do TLD pode gerar resultados com discrepâncias significativas em relação ao local do planejamento. Já o TLD e02 apresentou uma diferença de aproximadamente -13 cGy entre a dose registrada pelo TLD e a dose planejada, porém analisando-se em termos fiduciais, ou seja, percentualmente com relação à dose média, esta diferença não ultrapassa -6,3 %.

Tabela 4.8 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 15 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)											
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada
			1	2	3						
e02	52	187,78	214,23	193,15	193,65	200,34	12,03	6%	6,94	V	-12,56
e05	55	176,35	194,88	197,26	199,41	197,19	2,26	1%	1,31	AM	-20,84
b01	58	181,31	207,40	194,13	197,78	199,77	6,85	4%	3,96	V	-18,46
n03	61	189,25	200,78	193,54	192,97	195,76	4,35	2%	2,51	V	-6,51
d14	63	42,4	16,59	18,15	17,96	17,57	0,85	2%	0,49	A	24,83

*V – vermelha; AM – amarela; A – azul

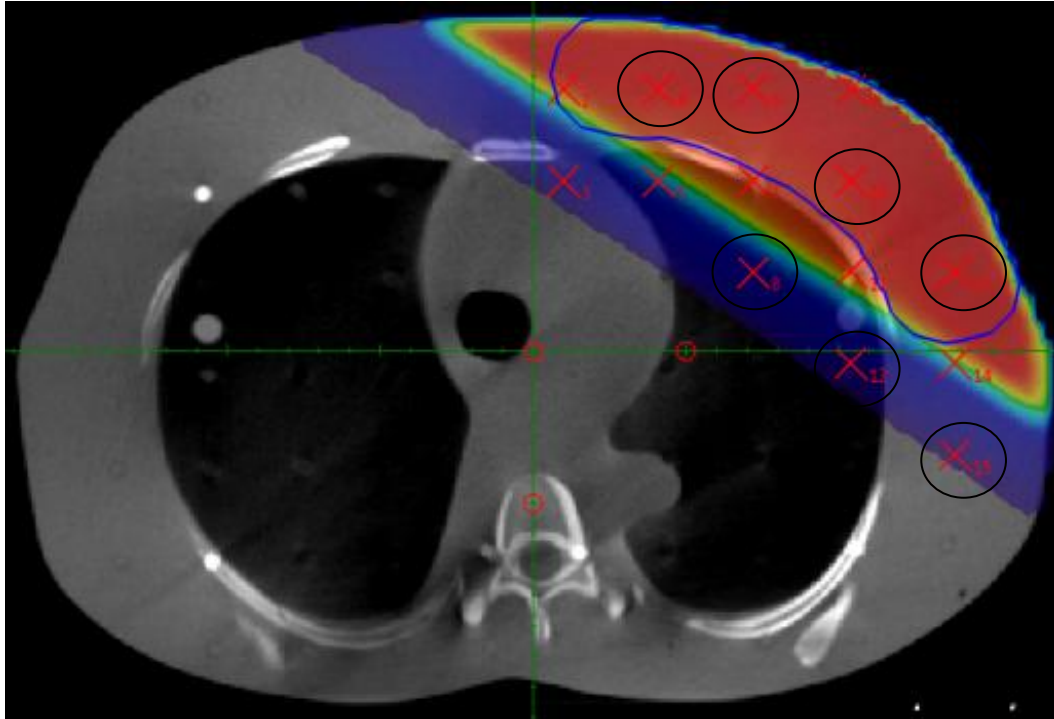


Figura 4.10 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulado na fatia 16 do fantoma *Alderson Rando*.

Conforme é apresentado na Tabela 4.9, a fatia 16 é a que possui menores desvios padrão relativos e menores diferenças entre TLD e dose planejada quando comparado com as demais fatias. Isto ocorreu devido o planejamento ter sido focado nesta fatia.

Tabela 4.9 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 16 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)											
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada
			1	2	3						
c04	4	197,45	203,46	204,70	198,62	202,26	3,21	2%	1,86	V	-4,81
d20	6	202,47	218,05	208,29	198,91	208,41	9,57	5%	5,53	V	-5,94
h16	8	19,05	16,67	16,51	15,70	16,29	0,52	3%	0,30	A	2,76
l01	10	199,45	204,82	198,26	193,67	198,92	5,60	3%	3,24	V	0,53
o02	12	13,75	12,86	12,73	12,77	12,78	0,06	0%	0,04	A	0,97
h09	13	205,29	206,97	206,22	213,25	208,81	3,86	2%	2,23	V	-3,52
n04	15	4,45	9,24	8,94	8,76	8,98	0,24	5%	0,14	A	-4,53

*V - vermelha; A – azul

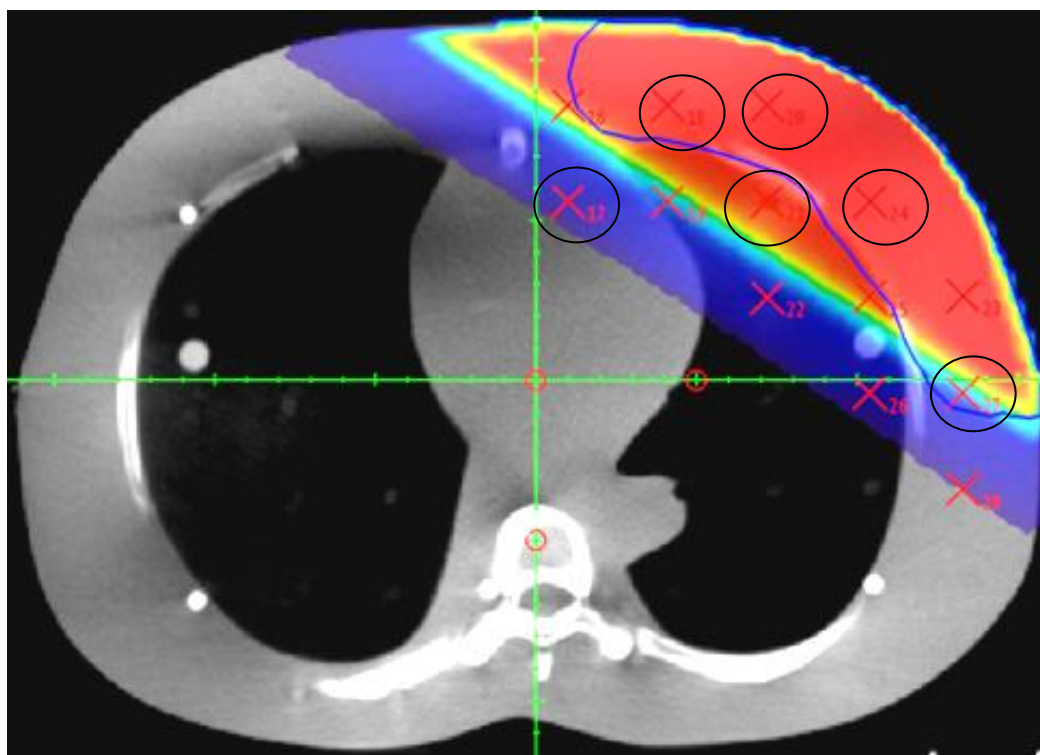


Figura 4.11 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulado na fatia 17 do fantoma *Alderson Rando*.

A Tabela 4.10 apresenta uma diferença de aproximadamente 25 cGy, entre a dose média do TLD e06 e a dose planejada. Porém este TLD apresenta uma dose planejada de 48,2 cGy, abaixo do valor limite que considera confiável as medições de dose, conforme seção 4.3. Esta tabela também apresenta uma diferença de aproximadamente -15 cGy para o TLD i11 e -12 cGy para o TLD b15 entre a dose do TLD e a dose planejada, porém analisando-se em termos fiduciais, ou seja, percentualmente com relação às doses médias, estas diferenças não ultrapassam -6,5 %.

Tabela 4.10 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 17 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)											
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada
			1	2	3						
h07	17	14,01	12,29	12,28	11,66	12,08	0,36	3%	0,21	A	1,93
e03	18	199,73	200,89	207,14	207,03	205,02	3,58	2%	2,06	V	-5,29
i11	20	207,1	212,90	228,30	223,41	221,54	7,87	4%	4,54	V	-14,44
b15	21	190,35	202,00	204,58	200,47	202,35	2,07	1%	1,20	V	-12,00
n20	24	203,82	197,92	222,80	205,16	208,63	12,79	6%	7,39	V	-4,81
e06	27	48,2	23,30	22,65	24,04	23,33	0,69	1%	0,40	A	24,87

* A – azul; V – vermelha

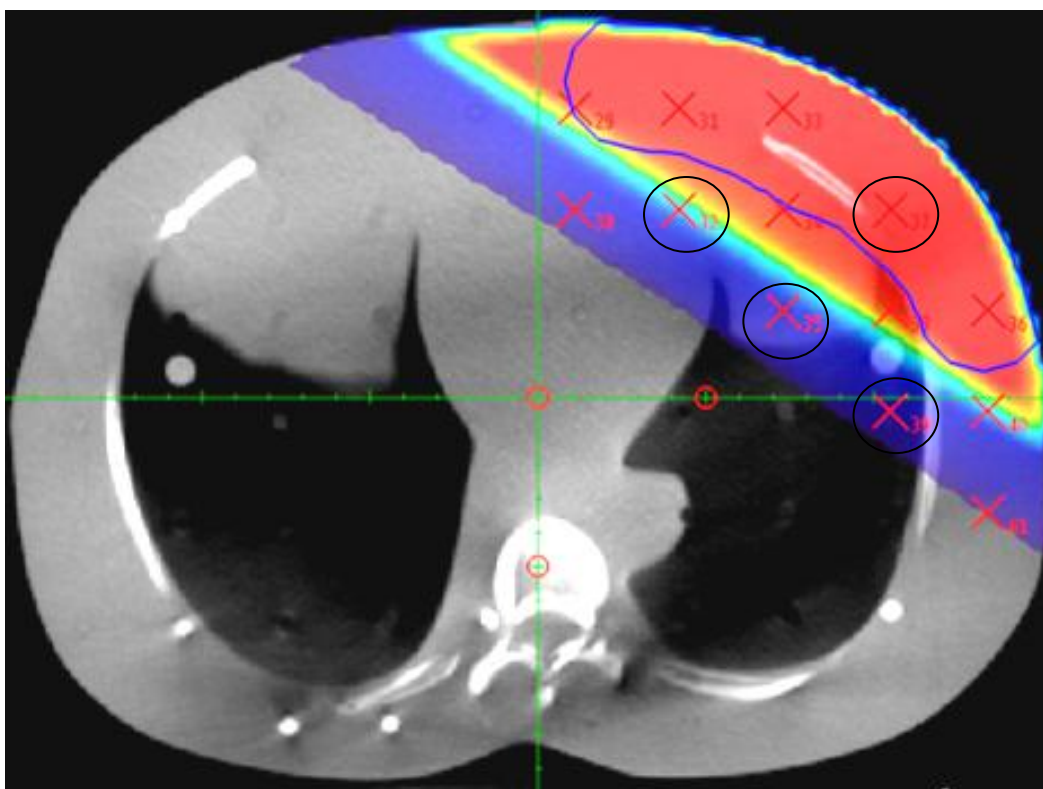


Figura 4.12 – Distribuição dos TLDs no sistema de planejamento em vermelho e TLDs experimental circulos na fatia 18 do fantoma *Alderson Rando*.

Na Tabela 4.11 observa-se diferença máxima entre dose planejada e TLD de 26 cGy. Este resultado pode ser associado à localização dos TLDs, que se encontravam na zona azul, e por conta das incertezas existentes na curva de calibração para doses menores que 50 cGy. Esta tabela também apresenta uma diferença de aproximadamente -19 cGy para o TLD h08 entre a dose do TLD e a dose planejada, porém analisando-se em termos fiduciais, esta diferença significa aproximadamente -8,5 % da dose média medida.

Tabela 4.11 – Comparativo de doses obtidas com o uso do TLD e através do sistema de planejamento (dose planejada) na fatia 18 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)												
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Medição TLD			Média TLD	Desvio Padrão	Desvio Padrão Relativo	Ua	Zona*	Diferença entre a média TLD e dose planejada	
			1	2	3							
o20	32	53,29	25,13	27,67	27,61	26,80	1,45	3%	0,84	A	26,49	
o14	35	20,03	15,26	14,41	13,74	14,47	0,76	4%	0,44	A	5,56	
h08	37	204,16	216,37	228,56	224,50	223,14	6,21	3%	3,58	V	-18,98	
n10	39	14,24	11,59	11,39	11,71	11,56	0,16	1%	0,09	A	2,68	

* A – azul; V – vermelha

4.7. Curva de Calibração dos Filmes Radiocrômicos

De acordo com a seção 3.3.1, a curva de calibração foi gerada pelo programa FilmQA Pro 2014, a partir da varredura de onze pedaços de filmes radiocrômicos EBT 2, sendo um deles o BG. A Figura 4.13 mostra a curva de calibração experimental, sendo que a curva vermelha é a que melhor representa o comportamento do filme.

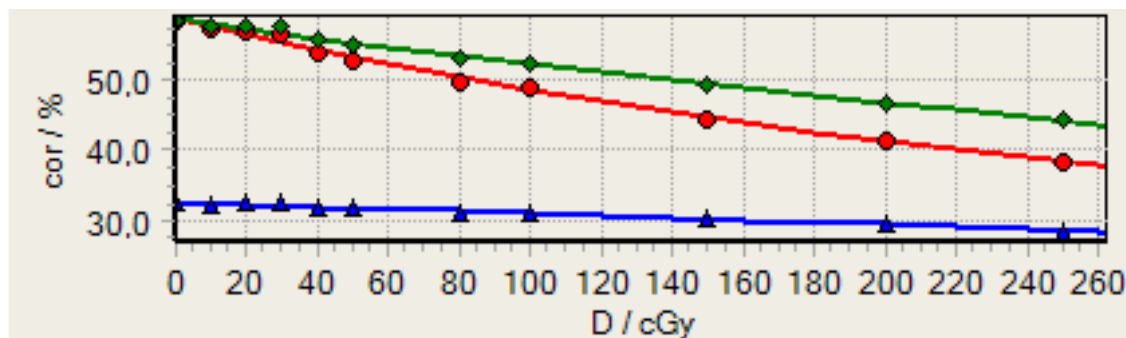


Figura 4.13 – Curva de calibração experimental resultante da análise realizada pelo *software* FilmQA Pro 2014.

4.8. Resultados Obtidos com os Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos foram distribuídos entre as fatias de interesse, 15 a 18, e de acordo com a curva de calibração apresentada na Figura 4.13 foram encontradas as distribuições de dose absorvida nas fatias irradiadas por meio do uso do *software* FilmQA Pro 2014.

As Figuras 4.14 a 4.17 mostram as localizações dos TLDs (segunda rodada de medição). De forma qualitativa, a distribuição de dose apresentada pelos filmes radiocrômicos identificam as isodoses por meio de extensos intervalos (43,7 cGy), conforme as legendas apresentadas no lado direito inferior das Figuras 4.14 a 4.17. Nestas figuras é possível observar que a distribuição de dose absorvida nos filmes radiocrômicos não é realizada pontualmente conforme ocorrem nas medições com o dosímetro TLD.

As Tabelas 4.12 a 4.15 apresentam os comparativos de doses absorvidas pelos filmes radiocrômicos com as doses planejadas e os resultados obtidos pelos TLDs (segunda rodada de medição), para cada fatia do fantoma *Alderson Rando*. Nestas tabelas é possível observar que os valores de dose obtidos com os filmes radiocrômicos são inferiores aos resultados obtidos pelos TLDs e sistema de planejamento, com

exceção da medição na localização do detector o20 (Tabela 4.15) em relação à resposta do TLD.

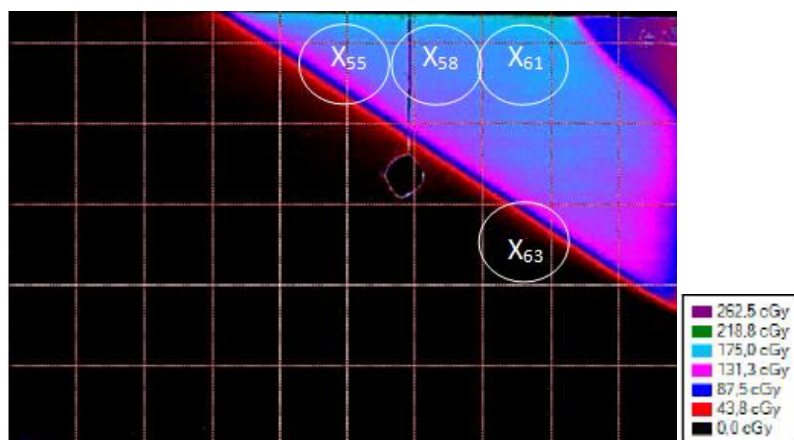


Figura 4.14 – Representação da localização dos TLDs na imagem (obtida pelo *software* FilmQA Pro 2014) do filme radiocrômico irradiado na fatia 15 do simulador *Alderson Rando*.

A Tabela 4.12 apresenta diferença máxima entre dose planejada e dose absorvida pelo filme radiocrômico de 42,4 cGy (fatia 15), fato que pode ser associado aos intervalos de dose obtidos pelo *software* FilmQA Pro 2014, pois conforme é possível avaliar na legenda (lado direito inferior da Figura 4.14), a amplitude, de aproximadamente 43,7 cGy, entre as possíveis regiões apresentadas como resposta no filme radiocrômico geram altas variações (medições discrepantes) entre os intervalos de dose. Em relação às medições com TLD, os resultados com filme radiocrômico apresentaram diferenças de até 24,8 cGy.

Tabela 4.12 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico, TLDs e doses planejadas na fatia 15 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)						
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Dose TLD	Dose Filme	Diferença entre Dose Filme e Dose Planejada	Diferença entre Dose Filme e Dose TLD
e05	55	176,35	197,19	175,0	-1,4	-22,2
b01	58	181,31	199,77	175,0	-6,3	-24,8
n03	61	189,25	195,76	175,0	-14,2	-20,8
d14	63	42,4	17,57	0,0	-42,4	-17,6

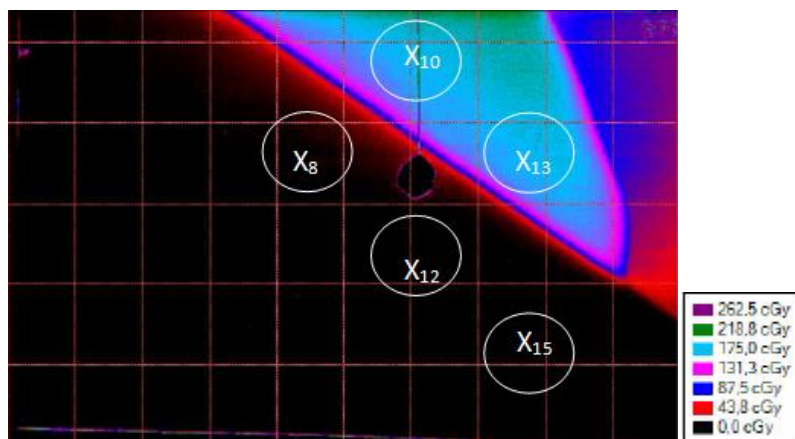


Figura 4.15 – Representação da localização dos TLDs na imagem (obtida pelo *software* FilmQA Pro 2014) do filme radiocrômico irradiado na fatia 16 do simulador *Alderson Rando*.

A Tabela 4.13 apresenta diferença máxima entre dose planejada e dose absorvida pelo filme radiocrômico de 30,3 cGy (fatia 16), fato que pode ser associado aos intervalos de dose obtidos pelo *software* FilmQA Pro 2014. Em relação às medições com TLD, os resultados com filme radiocrômico apresentaram diferenças de até 33,8 cGy. O TLD h09 foi o que apresentou as maiores diferenças nas comparações citadas, pois este TLD estava localizado numa região de transição das curvas de isodose entre 175,0 cGy e 218,8 cGy (Figura 4.15).

Tabela 4.13 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico, TLDs e doses planejadas na fatia 16 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)						
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Dose TLD	Dose Filme	Diferença entre Dose Filme e Dose Planejada	Diferença entre Dose Filme e Dose TLD
h16	8	19,05	16,29	0,0	-19,0	-16,3
l01	10	199,45	198,92	175,0	-24,4	-23,9
o02	12	13,75	12,78	0,0	-13,8	-12,8
h09	13	205,29	208,81	175,0	-30,3	-33,8
n04	15	4,45	8,98	0,0	-4,4	-9,0

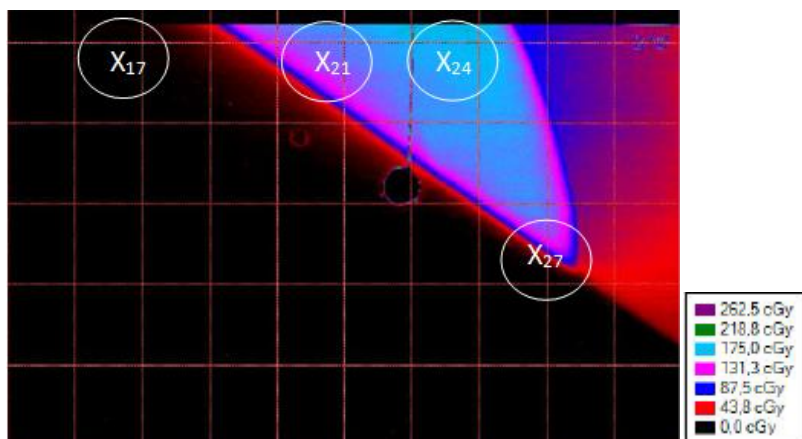


Figura 4.16 – Representação da localização dos TLDs na imagem (obtida pelo *software* FilmQA Pro 2014) do filme radiocrômico irradiado na fatia 17 do simulador *Alderson Rando*.

A Tabela 4.14 apresenta diferença máxima entre dose planejada e dose absorvida pelo filme radiocrômico de 28,8 cGy (fatia 17), fato que pode ser associado aos intervalos de dose obtidos pelo *software* FilmQA Pro 2014. Em relação às medições com TLD, os resultados com filme radiocrômico apresentaram diferenças de até 33,6 cGy. O TLD n20 foi o que apresentou as maiores diferenças nas comparações citadas, pois este TLD estava localizado numa região de transição das curvas de isodose entre 175,0 cGy e 218,8 cGy (Figura 4.16).

Tabela 4.14 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico, TLDs e doses planejadas na fatia 17 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)						
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Dose TLD	Dose Filme	Diferença entre Dose Filme e Dose Planejada	Diferença entre Dose Filme e Dose TLD
h07	17	14,01	12,08	0,0	-14,0	-12,1
b15	21	190,35	202,35	175,0	-15,4	-27,4
n20	24	203,82	208,63	175,0	-28,8	-33,6
e06	27	48,2	23,33	43,8	-4,4	20,5

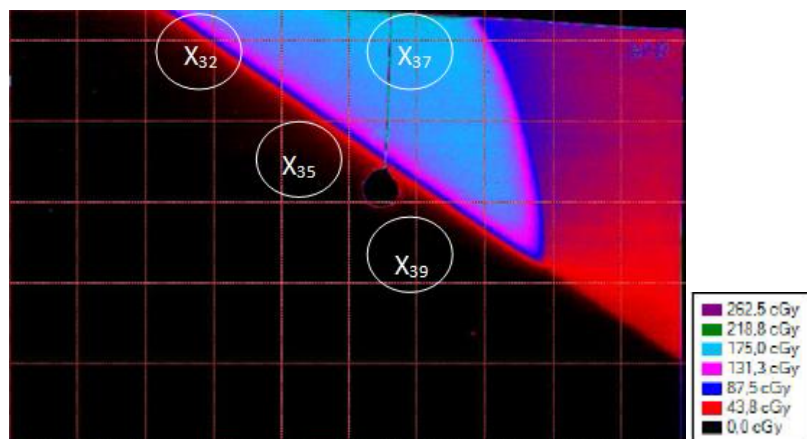


Figura 4.17 – Representação da localização dos TLDs na imagem (obtida pelo *software* FilmQA Pro 2014) do filme radiocrômico irradiado na fatia 18 do simulador *Alderson Rando*.

A Tabela 4.15 apresenta diferença máxima entre dose planejada e dose absorvida pelo filme radiocrômico de 29,2 cGy (fatia 18), fato que pode ser associado aos intervalos de dose obtidos pelo *software* FilmQA Pro 2014. Em relação às medições com TLD, os resultados com filme radiocrômico apresentaram diferenças de até 48,1 cGy. O TLD h08 foi o que apresentou as maiores diferenças nas comparações citadas, este TLD está localizado numa região duvidosa, devido ao corte existente no filme para alocação física do mesmo no simulador *Alderson Rando*.

Tabela 4.15 – Comparativo de doses absorvidas obtidas com filme radiocrômico, TLDs e doses planejadas na fatia 18 do simulador *Alderson Rando*.

Comparativo de Doses Corrigidas (cGy)						
TLD	TLD plan	Dose Planejada	Dose TLD	Dose Filme	Diferença entre Dose Filme e Dose Planejada	Diferença entre Dose Filme e Dose TLD
o20	32	53,29	26,80	43,8	-9,5	17,0
o14	35	20,03	14,47	0,0	-20,0	-14,5
h08	37	204,16	223,14	175,0	-29,2	-48,1
n10	39	14,24	11,56	0,0	-14,2	-11,6

4.9. Resultados Obtidos com o Fantoma em Voxel do *Alderson Rando*

O fantoma masculino em voxel utilizado no presente trabalho foi implementado no código MCNP [67] para a modelagem e simulação do tratamento do câncer de mama masculina, seguindo o mesmo arranjo experimental que foi realizado para medição com uso dos filmes radiocrômicos e dosímetros termoluminescentes.

A Figura 4.18 apresenta a imagem, obtida pelo *software* Moritz, do fantoma maculino em voxel conforme simulado pelo MCNPX com aplicação do espaço de fase. Esta imagem simula o cenário experimental mostrado na Figura 4.10, onde a fatia 16 do simulador *Alderson Rando* é representada juntamente com o filtro em cunha do acelerador linear.

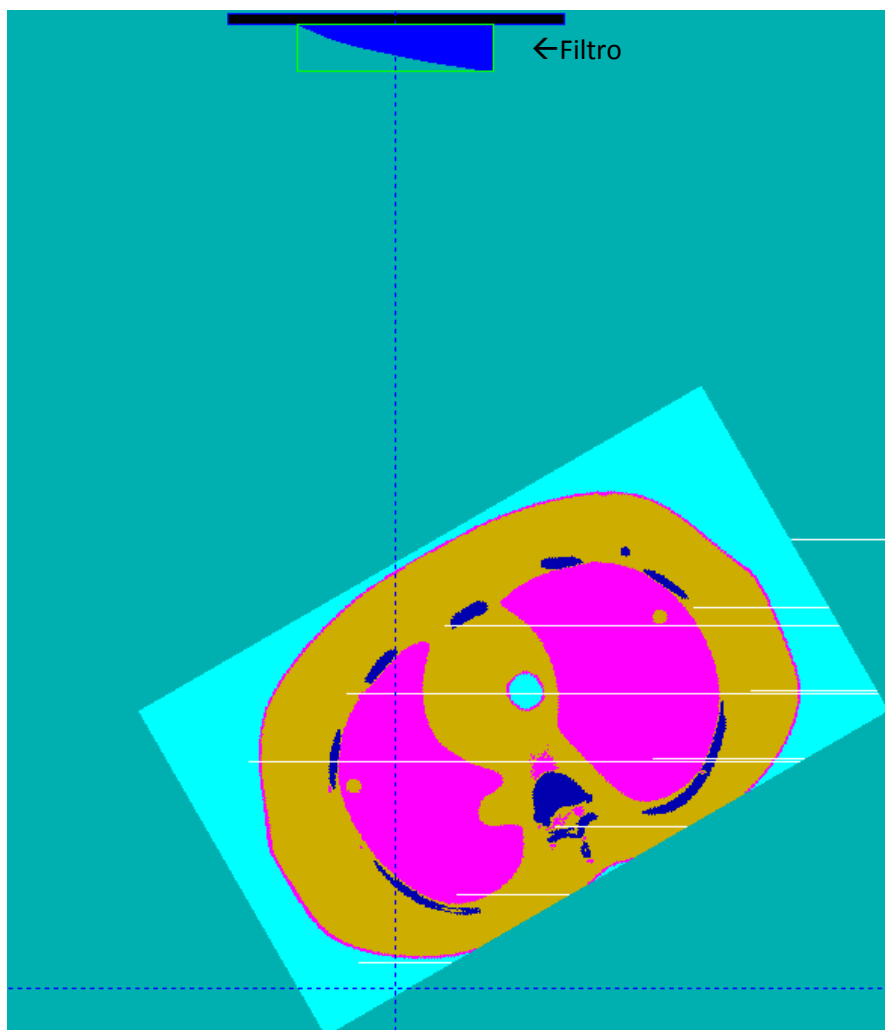


Figura 4.18 – Visualização da simulação do tratamento do câncer de mama experimental pelo MCNPX adquirida pelo *software* Moritz.

Fator filtro é a razão entre a dose em determinada profundidade de um fantoma de água utilizando o filtro, e a dose na mesma profundidade sem o filtro. A comparação de Fator Filtro simulado no MCNPX e o Fator Filtro pertencente aos dados do comissionamento do acelerador Oncor Expression encontram-se discriminados na Tabela 4.16.

Tabela 4.16 – Diferença percentual do Fator Filtro 30° simulado e experimental.

Fator Filtro 30°: Simulado <i>versus</i> Experimental	
Simulado	0,500
Experimental	0,510
Diferença percentual	1,9

Os resultados obtidos por meio da simulação do tratamento do câncer de mama masculina foram comparados com os resultados apresentados pelo sistema de planejamento e dosimetria TLD estão apresentados na Tabela 4.17.

Tabela 4.17 – Comparativo de doses absorvidas obtidas por simulação no MCNPX do fantoma *Alderson Rando* pelo sistema de planejamento e TLDs.

Fatia do Fantoma <i>Alderson Rando</i>	TLD	Código da Célula no MCNPX	Dose Planejada (cGy)	Dose Simulada (cGy)	Dose Referência TLD (cGy)	Diferença entre a dose simulada e dose planejada (cGy)	Diferença percentual entre a dose simulada e dose planejada	Diferença entre a dose simulada e dose referência (cGy)	Diferença percentual entre a dose simulada e dose referência
15	e02	251	187,78	177,18	200,34	-10,60	-6%	-23,16	-13%
	b01	253	181,31	194,69	199,77	13,38	7%	-5,08	-3%
	n03	254	189,25	209,37	195,76	20,12	10%	13,61	6%
16	c04	261	197,45	225,15	202,26	27,70	12%	22,89	10%
	d20	262	202,47	212,08	208,41	9,61	5%	3,67	2%
	l01	263	199,45	199,45	198,92	0,00	0%	0,53	0%
	h09	264	205,29	204,46	208,81	-0,83	0%	-4,35	-2%
17	e03	271	199,73	212,78	205,02	13,05	6%	7,76	4%
	i11	272	207,10	210,44	221,54	3,34	2%	-11,10	-5%
	b15	274	190,35	175,67	202,35	-14,68	-8%	-26,68	-15%
	n20	275	203,82	197,37	208,63	-6,45	-3%	-11,26	-6%

A Tabela 4.17 apresenta diferença máxima entre dose planejada e dose simulada de 12%, em relação à referência (TLD) a diferença máxima foi de -15%. Todas as doses simuladas apresentaram incerteza combinada de $\pm 5\%$, tendo em vista que tais resultados foram determinados por duas simulações, a primeira para o ângulo de 123° e a segunda para o ângulo de 303°. Nas simulações só foram considerados como ponto de interesse os locais onde estavam posicionados TLDs que obtiveram resultados acima de 50 cGy.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

No presente trabalho foi realizado um estudo da distribuição de dose na mama masculina e órgãos vizinhos durante o tratamento de câncer de mama masculina. Foi adotada a metodologia convencional usada no tratamento de câncer de mama feminina com a aplicação da radioterapia utilizando um acelerador linear. Este estudo foi realizado por diferentes técnicas de medição, todos empregando-se o fantoma físico *Alderson Rando*, por meio do uso de dosímetros termoluminescentes (TLDs), filmes radiocrômicos, sistema de planejamento e simulação por Monte Carlo.

As medições experimentais com os TLDs servem como referência para comparação com as demais técnicas avaliadas, tendo em vista que foi possível obter uma curva de calibração, onde encontramos os valores corrigidos e respectivas incertezas de medição. A incerteza relativa para a dose absorvida obtida com os TLDs foi igual a $\pm 1,14\%$.

De acordo com o estudo, conclui-se que faz necessário o uso de pinos específicos que servem como suporte físico para aplicação do TLD no fantoma *Alderson Rando* durante a irradiação, tendo em vista que todas as medições realizadas na primeira rodada foram descartadas, já que o posicionamento impreciso do TLD interfere diretamente na qualidade do resultado obtido como referência. Os desvios padrões máximos das medições realizadas pelos TLDs foram reduzidos de 26% para 6%, após o uso deste pino.

Na segunda rodada de medição com os TLDs, o erro percentual apresentado em relação ao sistema de planejamento no ponto de interesse do tratamento foi de 0,3%. Conclui-se que o sistema de planejamento está de acordo com os valores referência (TLD) no ponto de interesse, porém para os demais pontos, órgãos vizinhos, os resultados obtidos pelos TLDs foram até 8,5% maiores que o sistema de planejamento. Tal resultado interfere diretamente na qualidade do tratamento, pois existem doses maiores que aquelas previstas pelo sistema de planejamento sendo aplicadas em órgãos

vizinhos e isto poderá induzir um segundo câncer, principalmente de pulmão conforme já estudado por GRANTZAU e colaboradores [25] em mamas femininas, já que células sadias estão recebendo dose desnecessária e maiores que a esperada. Desta forma, aconselha-se a realização de trabalhos futuros para o desenvolvimento de um planejamento específico para mama masculina.

Os resultados obtidos pelos filmes radiocrômicos foram até 16% menores que as medições realizadas com TLDs. Quando comparados com os obtidos pelo sistema de planejamento, os resultados dos filmes foram até 15% menores, uma vez que o *software* FilmQA Pro 2014 apresenta grande amplitude entre os intervalos de dose. Sugere-se a realização de trabalhos futuros com uso de um *software* que permita a obtenção de imagens com resolução melhor para definição das doses pontuais.

A simulação por Monte Carlo apresentou resultados até 12% maiores que as doses planejadas, e até 15% menores que as medições usando TLDs. Tal resultado é satisfatório e valida a utilização da simulação do fantoma *Alderson Rando* pelo MCNP para demais estudos com a mama masculina e demais órgãos, auxiliando futuramente na implementação de um novo tratamento específico para a mama masculina.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- [1] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DO CÂNCER (ABCANCER). Definição de Câncer – Metástase/ Verdades e Mentiras. Disponível em <http://www.abcancer.org.br/portal/index.php?module=conteudo_fixo&id=585>. Acesso em 25/02/2013.
- [2] PAIVA, S. M. M. Avaliação da qualidade de vida de pacientes oncológicos em tratamento quimioterápico adjuvante. Ribeirão Preto, 2006. 111 p. Dissertação.
- [3] HILL, T. D.; KHAMIS H. J.; TYCZYNSKI, J. E.; BERKEL, H. J. Comparison of male and female breast cancer incidence trends, tumor characteristics, and survival. *Ann Epidemiol.* 2005; 15(10): 773-80.
- [4] GIORDANO, S. H. A review of the diagnosis and management of male breast cancer. *Oncologist.* 2005; 7(10): 471-9.
- [5] CARMALT, H. L.; MANN, L. J.; KENNEDY, C. W.; FLETCHER, J. M.; GILLET, D. J. Carcinoma of the male breast: a review and recommendations for management. *Aust and N Z J Surg.* 1998; 68(10): 712-5.
- [6] CÂNDIDO, D. D. O. M.; PEREIRA, I. S. S. D. Cancêr de Mama: Vivências das Usuárias dos Serviços Prestados pela Liga Norte Riograndense Contra o Câncer. UFRN. Natal, 2006. 80-81p. Dissertação.
- [7] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Orientações aos pacientes sobre radioterapia. n.087. Rio de Janeiro, 2007. 4-5p.
- [8] MINISTÉRIO DA SAÚDE; INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. TECDOC-1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2000. ISBN 85-7318-055-2
- [9] LEME, L. H. S.; SOUZA, G. A. Câncer de mama em homens: Aspectos epidemiológicos, clínicos e terapêuticos. *Rev. Ciênc. Méd., Campinas,* 15(5): 391-398, set./out., 2006.

- [10] IOPPOLO, J. L.; PRICE, R. I.; TUCHYNA, T.; BUCKLEY, C. E., Diagnostic X-ray Dosimetry using Monte Carlo Simulation, Institute of Physics Publishing, Phys. Med. Biol. 47, pp. 1707-1720, 2002.
- [11] ARAÚJO, R. R. F.; FIGUEIRA FILHO, A. S. S.; COSTA, L. O.; SANTOS, A. L. G.; GALVÃO, E. B.; SIMPLÍCIO, L. M., Câncer de mama em homens: estudo de 13 casos/ Male breast cancer: a study of 13 cases. Rev. Bras. Mastologia;13(3):115-121, jul.-set. 2003.
- [12] VAN RIPER, K. A., Scan2MCNP User Manual (CT & MRI Scan Data to MCNP Input Format Conversion Software), White Rock Science, Copyright 2003-2004.
- [13] WANG, B.; XU, X. G.; KIM, C. H., A Monte Carlo CT Model of the RANDO Phantom, Computational Methods: General, pp. 473-474, 2003.
- [14] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. ICRP Publication 89 (Oxford: Pergamon Press), 2003.
- [15] HUNT, J. G.; SILVA, F. C. A.; MAURICIO, C. L. P.; SANTOS, D. S., The validation of organ dose calculations using voxel phantoms and monte Carlo methods applied to point and water immersion sources, Radiation Protection Dosimetry, vol. 108, No. 1, pp. 85-89, 2004.
- [16] KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; FUELLE, D., All about MAX: a Male Adult Voxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry, Phys. Med. Biol., v.48, pp. 1239-1262, 2003.
- [17] BERNARD, S.; RENIERS, B.; SCALLIET, P.; VYNCKIER, S., Optimization of a breast implant in Brachytherapy PDR. Validation with Monte Carlo simulation and measurements with TLDs and GafChromic films. Radiotherapy and Oncology Volume 76, Issue 3, September 2005, Pages 326–333.
- [18] MANIQUIS, V. L., Monte Carlo Dose Verification of na X-ray Beam in a Virtual Water™ Phantom, George W. Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 2006.

- [19] SOARES, C. G., Radiochromic film dosimetry. Radiation Measurements Volume 41, Supplement 1, 1 December 2006, Pag. S100–S116. The 2nd Summer School on Solid State Dosimetry: Concepts and Trends in Medical Dosimetry.
- [20] NIROOMAND-RAD, A., BLACKWELL, C.R., COURSEY, B.M., GALL, K.P., MCLAUGHLIN, W.L., MEIGOONI, A.S., NATH, R., RODGERS, J.E., SOARES, C.G., 1998. Radiochromic dosimetry: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med. Phys.* 25, 2093–2115.
- [21] DEMPSEY, J.F., LOW, D.A., MUTIC, S., MARKMAN, J., KIROV, A.S., NUSSBAUM, G.H., WILLIAMSON, J.F., 2000. Validation of a precision radiochromic film dosimetry system for quantitative two-dimensional imaging of acute exposure dose distributions. *Med. Phys.* 27, 2462–2475.
- [22] BUTSON, M.J., YU, P.K.N., CHEUNG, T., METCALFE, P., 2003. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. *Mater. Sci. Eng.* R41, 61–120.
- [23] HAAS, P.; COSTA, A. B.; DE SOUZA, A. P. Epidemiologia do câncer de mama em homens/ Epidemiology of breast cancer in men. Departamento de Análises Clínicas Universidade Federal de Santa Catarina Florianópolis, SC, Brasil. *Rev. Inst. Adolfo Lutz (Impr.)* vol.68 No.3 São Paulo, 2009.
- [24] CHAVES, Robério de Carvalho. Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico para o Controle de Qualidade nos Tratamentos de Câncer de Mama – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012. Dissertação.
- [25] GRANTZAU, T; THOMSEN, MS; VAETH, M; OVERGAARD, J. Risk of second primary lung cancer in women after radiotherapy for breast cancer. *Radiother Oncol* 2014;111:366–73.
- [26] OKUNO, E.; VILELA, M. A. C. Radiação Ultravioleta: Características e Efeitos. 1ª ed. São Paulo: Editora Livraria da Física: Sociedade Brasileira, 2005. – (Temas Atuais de Física).
- [27] PODGORSK, E. B. Basic Radiation Physics – Chapter 1. Mc Gill University Health Centre. Quebec, Canadá, 2005. 43 p.

- [28] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Programa de Qualidade em Radioterapia - Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia - Programa Teórico. Rio de Janeiro, 2004. 110 p.
- [29] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Orientações aos pacientes sobre radioterapia. n. 087. Rio de Janeiro, 2007. 4-5p
- [30] PODGORSK, E. B.. Basic Radiation Physics – Chapter 5. Mc Gill University Health Centre. Quebec, Canadá, 2005. 43 p.
- [31] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Atualização para técnicos em radioterapia - Rio de Janeiro: INCA, 2010. 100 p. ISBN 978-85-7318-164-7.
- [32] GUIMARÃES, N. A. Avaliação metrológica do tamanho de campo irradiado por aceleradores lineares / Nilmara Almeida Guimarães; orientadora: Elisabeth Costa Monteiro; co-orientadora: Cássia Ribeiro Ponciano – 2011.
- [33] 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.
- [34] ICRP, International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103, 2007.
- [35] ICRP, International Commission on Radiological Protection. Adult Reference Computational Phantoms. Publication 110, 2009. Ann. ICRP 39 (2)
- [36] ICRP, International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the ICRP. Publication 26, 1977. Ann. ICRP 1 (3).
- [37] ICRP, International Commission on Radiological Protection. Doses to the Embryo and Fetus from Intakes of Radionuclides by the Mother. Publication 88, 2001. Ann. ICRP 31 (1-3).
- [38] ICRP, International Commission on Radiological Protection. Biological Effects after Prenatal Irradiation (Embryo and Fetus). Publication 90, 2003. Ann. ICRP 33 (1-2).

- [39] STREFFER, C. Can tissue weighting factors be established for the embryo and fetus? *Radiat. Prot. Dosim.* 112, 519–523. 2005.
- [40] KHAN, F. M, *Physics of Radiation Therapy*, 3 ed, Williams & Wilkins, 2003.
- [41] 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.
- [42] BEN BLACKBURN, S. S., *Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics*, 1. ed, Madison, Wisconsin Medical Physics Publishing Corporation, 1989.
- [43] 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.
- [44] INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS. Product Brochure. Disponível em: <http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/brochures/gafrtqa/RTQA.pdf>. Acesso em 09/09/2013.
- [45] AAPM (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE). Report 63, *Radiochromic Film Dosimetry*. Estados Unidos: Medical Physics Publishing, 1998.
- [46] INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS. Gafchromic® EBT QD+ Self-Developing Film for Radiotherapy Dosimetry. 2007. Disponível em: <http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/EBTQD+/pdfs/EBTQD+whitepaper.pdf> Acesso em: 27/11/2013.
- [47] ASHLAND. FilmQA Pro 2014. Disponível em: <<http://www.ashland.com/products/filmqa-pro-software>> Acesso em: 16/03/2014.
- [48] CURIE, D., GARLIK, G.F.F.J., *Luminescence in crystals*. Methuen and Co Ltda, 1963.
- [49] DA ROSA, L.A.R., *Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica*, Instituto de Radioproteção e Dosimetria - CNEN, Rio de Janeiro, 2001.
- [50] CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N. and KENNEY, G. N., *Thermoluminescent dosimetry*. The University of Wisconsin Press, 1968.

- [51] DANIELS, F., BOYD, C., SAUNDERS, D., "Thermoluminescence as a Research Tool", Science, v. 117, pp. 343-349, 1953.
- [52] RUDÉN, B., "Evaluation of the clinical use of TLD", Acta Radiol. Ther. Phys. Biol., v. 15, pp. 447-464, 1976.
- [53] MACKINLAY, A. F., Thermoluminescence Dosimetry. Medical Physics Handbooks 5, Bristol, Adam Hilger Ltd., 1981.
- [54] 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.
- [55] 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 Research Establishment, October, 1971.
- [56] 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.
- [57] BOIA, L.S..Metodologia Computacional para Geração de Modelos Antropomórficos de Voxels para Simulação por Monte Carlo de Tratamentos Radioterápicos/ Leonardo da Silva Boia. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010. (Tese)
- [58] ICRP 23, Report of Task Group on Reference Man, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.
- [59] KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G. and DREXLER, G., The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms, GSF-Bericht S-885. GSF National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

- [60] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, Report 44, Bethesda, MD, USA (1989).
- [61] EVANS, J. F., BLUE, T. E., GUPTA, N., Absorbed dose estimates to structures of the brain and head using a high-resolution voxel-based head phantom, Medical Physics, Vol. 28, No. 5, 2001.
- [62] GUIMARÃES, N. A.; CRISPIM, V. R. Dosimetric Evaluation in Teletherapy to Treatment of Male Breast. INAC – 2013, Pernambuco. (Article)
- [63] CHAO, T., The Development and Application of a Tomographic Whole-Body Model for Monte Carlo Organ Dose Calculation, Ph.D., Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2001.
- [64] BALTHAR, M. C. V., Cálculo de Dose em Órgãos, Fora do Volume Alvo, em Crianças Submetidas a Terapia Gama Externa, para Avaliação do Risco de Surgimento de Tumores Secundários, Tese de Doutorado, Centro Biomédico Universidade dos Estado do Rio de Janeiro, 2002.
- [65] VERHAEGEN, F., SEUNTJENS, J., 2003. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. Physics in Medicine and Biology 48, R107 - R164.
- [66] REIS JUNIOR, J.P.; SALMON, H.; MENEZES, A.F.; PAVAN, G.A.; ROSA, L.A.R.; SILVA, A.X. "Simulation of Siemens ONCOR- Expression linear accelerator using phase space in the MCNPX code". Progress in Nuclear Energy (New Series), v. 70, p. 64-70, 2014.
- [67] PELOWITZ, D. B. MCNPX User's Manual Version 2.6.0. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory; 2008.
- [68] SOLOMON, C. J.; SOOD, A.; BOOTH, T. E.; SHULTIS, J. K. "Deterministic Cost Optimization of Monte Carlo Weight-Windows Variance Reduction Parameters", Trans. Am. Nucl. Soc., ANS Winter Meeting, Novembro de 2011.
- [69] SOUZA, R. S..Desenvolvimento de um Sistema para Controle de Qualidade em Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) / Roberto Salomon de Souza -Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012 (Tese).

- [70] INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia. “Vocabulário Internacional de Metrologia – Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados (VIM 2012)”. Rio de Janeiro: Inmetro.
- [71] BUYNAY, C. F. *et al.* **Applied X-ray computed tomography**. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*. 99. 772-774. 1995.
- [72] BOZKURT, A. **Assessment of Organ Doses from Expousure to Neutrons Using the Monte Carlo Technique and an Image-Based Anatomical Model**, Doctor Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, 2000.
- [73] VIEIRA, J. W. Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo Egs4 e Fantomas em Voxels, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife – PE, 2004.
- [74] REIS JUNIOR, J. P. Avaliações das Aproximações Utilizadas no Planejamento do Tratamento de Braquiterapia de Próstata./ Tese de Doutorado – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.
- [75] SANTANA, Reinaldo Gomes. Metrologia. Curitiba: Livro Técnico, p. 191-197, 2012.

ANEXO A

Relatório gerado pelo sistema de planejamento.

Detailed Calculation Points Summary Prowess Panther v 5.10

Patient Name:	<i>TORAX^FANTOMA ALDERSON^^</i>	Plan Name:	<i>CAMPO CORRETO-1</i>
Patient ID:	<i>0000095</i>	Anatomical Site:	<i>Anatomical Site</i>
Physician:	<i>Physician</i>	Planner:	<i>Planner</i>
Institution:	<i>COI</i>	Creation Date:	<i>01/07/2013</i>

Pt #	Name	Position	Total Dose (cGy)
1	Calc Pt #1	7.8, -0.3, 7.0	200.00
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	101.46
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	98.54
2	Calc Pt #2	1.0, 2.4, 8.6	182.08
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	124.93
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	57.15
3	Calc Pt #3	1.0, 2.4, 5.6	13.87
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	7.05
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.82
4	Calc Pt #4	4.1, 2.4, 8.6	197.45
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	124.24
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	73.21
5	Calc Pt #5	4.1, 2.4, 5.6	46.88
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	26.17
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	20.71
6	Calc Pt #6	7.2, 2.4, 8.6	202.47
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	113.13
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	89.34
7	Calc Pt #7	7.2, 2.4, 5.6	186.64
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	95.18
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	91.46
8	Calc Pt #8	7.2, 2.4, 2.6	19.05
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	9.59
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	9.46
9	Calc Pt #9	10.4, 2.4, 8.6	212.20
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	106.45
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	105.75
10	Calc Pt #10	10.4, 2.4, 5.6	199.45
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	88.34
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	111.11
11	Calc Pt #11	10.4, 2.4, 2.6	177.27
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	68.26
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	109.01
12	Calc Pt #12	10.4, 2.4, -0.4	13.75
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	6.88
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.87
13	Calc Pt #13	13.8, 2.4, 2.6	205.29
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	67.80
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	137.49
14	Calc Pt #14	13.8, 2.4, -0.4	75.55
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	22.17
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	53.38
15	Calc Pt #15	13.8, 2.4, -3.4	4.45
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	4.45
16	Calc Pt #16	1.0, 0.0, 8.6	180.85
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	122.21
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	58.64
17	Calc Pt #17	1.0, 0.0, 5.6	14.01

Detailed Calculation Points Summary Prowess Panther v 5.10

Patient Name:	TORAX^FANTOMA ALDERSON^^	Plan Name:	CAMPO CORRETO-1
Patient ID:	0000095	Anatomical Site:	Anatomical Site
Physician:	Physician	Planner:	Planner
Institution:	COI	Creation Date:	01/07/2013

Pt #	Name	Position	Total Dose (cGy)
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	6.96
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	7.04
18	Calc Pt #18	4.1, 0.0, 8.6	199.73
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	122.34
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	77.39
19	Calc Pt #19	4.1, 0.0, 5.6	47.55
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	26.01
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	21.54
20	Calc Pt #20	7.2, 0.0, 8.6	207.10
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	112.82
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	94.28
21	Calc Pt #21	7.2, 0.0, 5.6	190.35
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	94.94
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	95.41
22	Calc Pt #22	7.2, 0.0, 2.6	19.47
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	9.62
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	9.85
23	Calc Pt #23	13.3, 0.0, 2.6	206.42
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	67.78
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	138.64
24	Calc Pt #24	10.4, 0.0, 5.6	203.82
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	88.16
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	115.65
25	Calc Pt #25	10.4, 0.0, 2.6	178.30
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	66.84
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	111.46
26	Calc Pt #26	10.4, 0.0, -0.4	13.89
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	6.86
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	7.03
27	Calc Pt #27	13.3, 0.0, -0.4	48.20
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	15.75
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	32.45
28	Calc Pt #28	13.3, 0.0, -3.4	1.71
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	1.71
29	Calc Pt #29	1.1, -2.7, 8.6	186.12
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	125.46
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	60.65
30	Calc Pt #30	1.1, -2.7, 5.6	14.61
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	7.27
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	7.33
31	Calc Pt #31	4.2, -2.7, 8.6	201.08
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	123.12
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	77.96
32	Calc Pt #32	4.2, -2.7, 5.6	53.29
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	26.25
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	27.04
33	Calc Pt #33	7.3, -2.7, 8.6	205.40
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	111.58

Detailed Calculation Points Summary Prowess Panther v 5.10

Patient Name:	<i>TORAX^FANTOMA ALDERSON^^</i>	Plan Name:	<i>CAMPO CORRETO-1</i>
Patient ID:	<i>0000095</i>	Anatomical Site:	<i>Anatomical Site</i>
Physician:	<i>Physician</i>	Planner:	<i>Planner</i>
Institution:	<i>COI</i>	Creation Date:	<i>01/07/2013</i>

Pt #	Name	Position	Total Dose (cGy)
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	93.83
34	Calc Pt #34	7.3, -2.7, 5.6	192.97
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	95.29
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	97.68
35	Calc Pt #35	7.3, -2.7, 2.6	20.03
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	9.63
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	10.40
36	Calc Pt #36	13.4, -2.7, 2.6	209.12
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	67.89
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	141.23
37	Calc Pt #37	10.5, -2.7, 5.6	204.16
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	87.21
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	116.95
38	Calc Pt #38	10.5, -2.7, 2.6	187.08
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	68.56
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	118.52
39	Calc Pt #39	10.5, -2.7, -0.4	14.24
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	7.05
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	7.19
40	Calc Pt #40	13.4, -2.7, -0.4	49.11
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	15.80
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	33.31
41	Calc Pt #41	13.4, -2.7, -3.4	2.57
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	2.57
42	Calc Pt #42	1.0, -5.1, 8.6	151.62
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	97.92
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	53.70
43	Calc Pt #43	4.1, -5.1, 8.6	161.98
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	99.82
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	62.15
44	Calc Pt #44	4.1, -5.1, 5.6	40.18
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	22.61
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	17.57
45	Calc Pt #45	7.2, -5.1, 8.6	168.71
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	100.23
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	68.48
46	Calc Pt #46	7.2, -5.1, 5.6	151.66
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	87.17
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	64.49
47	Calc Pt #47	10.4, -5.1, 5.6	142.08
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	80.24
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	61.84
48	Calc Pt #48	10.4, -5.1, 2.6	112.14
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	64.69
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	47.45
49	Calc Pt #49	13.3, -5.1, 2.6	96.82
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	63.62
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	33.19

Detailed Calculation Points Summary Prowess Panther v 5.10

Patient Name:	<i>TORAX^FANTOMA ALDERSON^</i>	Plan Name:	<i>CAMPO CORRETO-1</i>
Patient ID:	<i>0000095</i>	Anatomical Site:	<i>Anatomical Site</i>
Physician:	<i>Physician</i>	Planner:	<i>Planner</i>
Institution:	<i>COI</i>	Creation Date:	<i>01/07/2013</i>

Pt #	Name	Position	Total Dose (cGy)
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.94
68	Calc Pt #68	4.1, 7.5, 5.6	2.57
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	2.57
69	Calc Pt #69	7.2, 7.5, 8.6	0.00
70	Calc Pt #70	7.2, 7.5, 5.6	17.94
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	11.16
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.78
71	Calc Pt #71	7.2, 7.5, 2.6	0.00
72	Calc Pt #72	10.4, 7.5, 5.6	18.76
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	12.38
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.38
73	Calc Pt #73	10.4, 7.5, 2.6	16.25
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	10.43
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	5.82
74	Calc Pt #74	10.4, 7.5, -0.4	0.00
75	Calc Pt #75	13.3, 7.5, 5.6	18.72
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	13.75
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	4.97
76	Calc Pt #76	13.3, 7.5, 2.6	15.57
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	11.44
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	4.13
77	Calc Pt #77	13.3, 7.5, -0.4	2.92
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	2.92
78	Calc Pt #78	13.3, 7.5, -3.4	0.00
79	Calc Pt #79	16.2, 7.5, 2.6	15.42
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	12.99
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	2.43
80	Calc Pt #80	16.2, 7.5, -0.4	11.20
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	11.20
81	Calc Pt #81	16.2, 7.5, -3.4	0.00
82	Calc Pt #82	1.0, 9.9, 8.6	0.00
83	Calc Pt #83	4.1, 9.9, 8.6	0.00
84	Calc Pt #84	4.1, 9.9, 5.6	0.00
85	Calc Pt #85	7.2, 9.9, 5.6	0.00
86	Calc Pt #86	10.4, 9.9, 5.6	0.00
87	Calc Pt #87	10.4, 9.9, 2.6	0.00
88	Calc Pt #88	13.3, 9.9, 5.6	0.00
89	Calc Pt #89	13.3, 9.9, 2.6	2.45
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	2.45
90	Calc Pt #90	13.3, 9.9, -0.4	0.00
91	Calc Pt #91	16.2, 9.9, 2.6	4.87
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	4.87
92	Calc Pt #92	16.2, 9.9, -0.4	4.93
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	4.93

Detailed Calculation Points Summary Prowess Panther v 5.1

Patient Name: TORAX^FANTOMA ALDERSON^^**Plan Name:** CAMPO CORRETO-1
Patient ID: 0000095 **Anatomical Site:** Anatomical Site
Physician: Physician **Planner:** Planner
Institution: COI **Creation Date:** 01/07/2013

Pt #	Name	Position	Total Dose (cGy)
67	Calc Pt #67	4.1, 7.5, 8.6	16.97
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	10.02
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.94
68	Calc Pt #68	4.1, 7.5, 5.6	2.57
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	2.57
69	Calc Pt #69	7.2, 7.5, 8.6	0.00
70	Calc Pt #70	7.2, 7.5, 5.6	17.94
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	11.16
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.78
71	Calc Pt #71	7.2, 7.5, 2.6	0.00
72	Calc Pt #72	10.4, 7.5, 5.6	18.76
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	12.38
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.38
73	Calc Pt #73	10.4, 7.5, 2.6	16.25
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	10.43
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	5.82
74	Calc Pt #74	10.4, 7.5, -0.4	0.00
75	Calc Pt #75	13.3, 7.5, 5.6	18.72
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	13.75
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	4.97
76	Calc Pt #76	13.3, 7.5, 2.6	15.57
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	11.44
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	4.13
77	Calc Pt #77	13.3, 7.5, -0.4	2.92
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	2.92
78	Calc Pt #78	13.3, 7.5, -3.4	0.00
79	Calc Pt #79	16.2, 7.5, 2.6	15.42
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	12.99
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	2.43
80	Calc Pt #80	16.2, 7.5, -0.4	11.20
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	11.20
81	Calc Pt #81	16.2, 7.5, -3.4	0.00
82	Calc Pt #82	1.0, 9.9, 8.6	0.00
83	Calc Pt #83	4.1, 9.9, 8.6	0.00
84	Calc Pt #84	4.1, 9.9, 5.6	0.00
85	Calc Pt #85	7.2, 9.9, 5.6	0.00
86	Calc Pt #86	10.4, 9.9, 5.6	0.00
87	Calc Pt #87	10.4, 9.9, 2.6	0.00
88	Calc Pt #88	13.3, 9.9, 5.6	0.00
89	Calc Pt #89	13.3, 9.9, 2.6	2.45
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	2.45
90	Calc Pt #90	13.3, 9.9, -0.4	0.00
91	Calc Pt #91	16.2, 9.9, 2.6	4.87
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	4.87
92	Calc Pt #92	16.2, 9.9, -0.4	4.93
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	4.93

Detailed Calculation Points Summary Prowess Panther v 5.10

Patient Name:	<i>TORAX^FANTOMA ALDERSON^^</i>	Plan Name:	<i>CAMPO CORRETO-1</i>
Patient ID:	<i>0000093</i>	Anatomical Site:	<i>Anatomical Site</i>
Physician:	<i>Physician</i>	Planner:	<i>Planner</i>
Institution:	<i>COI</i>	Creation Date:	<i>01/07/2013</i>

Pt #	Name	Position	Total Dose (cGy)
50	Calc Pt #50	1.0, 4.8, 8.6	178.54
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	127.43
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	51.11
51	Calc Pt #51	1.0, 4.8, 5.6	13.18
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	7.05
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.13
52	Calc Pt #52	4.1, 4.8, 8.6	187.78
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	123.77
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	64.02
53	Calc Pt #53	4.1, 4.8, 5.6	44.74
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	26.20
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	18.54
54	Calc Pt #54	7.2, 4.8, 8.6	187.25
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	112.48
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	74.77
55	Calc Pt #55	7.2, 4.8, 5.6	176.35
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	95.74
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	80.61
56	Calc Pt #56	7.2, 4.8, 2.6	18.11
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	9.62
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	8.49
57	Calc Pt #57	10.4, 4.8, 8.6	0.00
58	Calc Pt #58	10.4, 4.8, 5.6	181.31
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	87.47
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	93.84
59	Calc Pt #59	10.4, 4.8, 2.6	164.69
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	69.00
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	95.68
60	Calc Pt #60	10.4, 4.8, -0.4	12.67
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	6.83
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	5.84
61	Calc Pt #61	13.3, 4.8, 5.6	189.25
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	84.47
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	104.78
62	Calc Pt #62	13.3, 4.8, 2.6	182.16
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	68.79
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	113.37
63	Calc Pt #63	13.3, 4.8, -0.4	42.40
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	15.94
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	26.46
64	Calc Pt #64	13.3, 4.8, -3.4	1.69
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	1.69
65	Calc Pt #65	1.0, 7.5, 8.6	14.10
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	7.79
2	EXT	6.20, 0.20, 4.54	6.30
66	Calc Pt #66	1.0, 7.5, 5.6	0.00
67	Calc Pt #67	4.1, 7.5, 8.6	16.97
1	INT	6.20, 0.20, 4.54	10.02