



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

MARIA ANGELINA MENDES

ANÁLISE DOSIMÉTRICA EM ÓRGÃOS ENVOLVIDOS NO TRATAMENTO
RADIOTERÁPICO DA PRÓSTATA

Belo Horizonte
Fevereiro – 2019

MARIA ANGELINA MENDES

ANÁLISE DOSIMÉTRICA EM ÓRGÃOS ENVOLVIDOS NO TRATAMENTO
RADIOTERÁPICO DA PRÓSTATA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações.
Linha de pesquisa: Dosimetria, Radioproteção e Instrumentação Nuclear.

Orientadora: Dra. Telma Cristina Ferreira Fonseca

Coorientador: Dr. Luiz Cláudio Meira Belo

BELO HORIZONTE

2019

M538a Mendes, Maria Angelina.
Análise dosimétrica em órgãos envolvidos no tratamento radioterápico da próstata [manuscrito] / Maria Angelina Mendes. – 2019.
85 f., enc.: il.

Orientadora: Telma Cristina Ferreira Fonseca.
Coorientador: Luiz Cláudio Meira Belo.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndices: f. 81-85.
Bibliografia: f. 71-80.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação - Dosimetria - Teses.
3. Radioterapia - Teses. 4. Próstata - Câncer - Teses. I. Fonseca, Telma Cristina Ferreira. II. Meira-Belo, Luiz Cláudio. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.039(043)



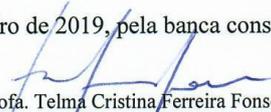
FOLHA DE APROVAÇÃO

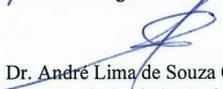
ANÁLISE DOSIMÉTRICA EM ÓRGÃOS ENVOLVIDOS NO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO DA PRÓSTATA

MARIA ANGELINA MENDES

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 28 de fevereiro de 2019, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Telma Cristina Ferreira Fonseca - Orientadora
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Dr. André Lima de Souza Castro
Hospital Felício Rocho


Prof. Lucas Paixão Reis
Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG


Dr. Luiz Claudio Meira Belo
CBTN


Dra. Geórgia Santos Joana
CNEN

Belo Horizonte, 28 de fevereiro de 2019.

“A vida não é fácil para nenhum de nós.
Temos que ter persistência e, acima de tudo,
confiança em nós mesmos.”

Marie Curie

AGRADECIMENTOS

Inicio agradecendo a Deus por estar ao meu lado todo o tempo, colocando pessoas valiosas em minha vida durante esta trajetória as quais levarei para sempre.

A minha orientadora Prof. Dra. Telma Fonseca por todos os ensinamentos, pela confiança e paciência e pelo trabalho maravilhoso ao qual me possibilitou realizar.

Ao meu coorientador e professor de vida, Dr. Luiz Claudio Meira Belo. Agradeço por ter aberto as portas do CDTN desde a Iniciação Científica, a partir daí sempre contribuiu e se dispôs a ensinar e ajudar. Obrigada por toda compreensão e paciência.

A minha mãe Elizabeth por todo o apoio, e ao meu Pai José Irineu já falecido (em decorrência de complicações exatamente por câncer de próstata). Sou grata por todo o carinho e pelas palavras ditas que hoje são lições de vida.

A minha filha querida Alícia por todo o amor por mim expresso em seu olhar. Daí a minha força, ânimo e motivação para ir mais longe à busca dos sonhos!

Aos pesquisadores do CDTN, Dr. Teógenes Augusto e Dr. Marco Aurélio pela gentileza do empréstimo do simulador Alderson. Muito obrigada!

Ao professor Jony Marques pelos ensinamentos e pela ajuda. Agradeço por ceder o espaço e horários na radioterapia do Hospital Luxemburgo e por toda a paciência. A física médica Fernanda Bastos pelo apoio. Obrigada por contribuírem para esta pesquisa. Sou grata pelos conhecimentos preciosos!

A Prof. Dra. Priscila Santana por toda ajuda.

Ao Prof. Dr. Tarcísio Campos pela gentileza em me ceder o acesso ao software CAT3D da MEVIS Informática Médica. Agradeço também a empresa MEVIS Informática Médica. Ao Dr. Arnie Nolasco pelos ensinamentos e pela sua gentileza em abrir as portas da radioterapia do Hospital São Francisco para treino no CAT3D.

Aos amigos e colegas do DEN, pela ajuda e momentos divididos juntos, especialmente a turma da Gota: Esther, Sarah, Fernanda Guerra e Fernanda Santos, Maurício, Raoni, Emílio, Fidelis, Raphael, João e Bruno.

A todos do SECDOS, aos amigos e colegas do CDTN, especialmente Anna Luiza, Claudete, Luciana, Ana Clara, Helena e Lucas. Ao Peterson Squair por me conceder seu

tempo para algumas discussões e explicações e pelo empréstimo de materiais. Também ao Bruno Mendes e Lucas Paixão.

E finalmente ao Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG. A coordenação da Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares. A Secretária da Pós-Graduação, Aline e Thales. Aos professores do departamento que auxiliaram tanto na expansão dos meus conhecimentos.

A CAPES pela concessão da bolsa de mestrado.

Ao CNPq e à FAPEMIG pelo apoio financeiro de incentivo à pesquisa.

RESUMO

O procedimento de controle de qualidade em tratamentos de radioterapia favorece a estimativa da dose absorvida em órgãos que recebem radiação ionizante como tratamento. Este método aprimora os procedimentos existentes de qualidade do protocolo de tratamento, bem como reduz o risco de acidentes. Os simuladores físicos permitem a avaliação e a otimização da dose absorvida em um tratamento radioterápico. O objetivo principal deste trabalho foi estimar a dose absorvida nos órgãos alvo e de risco de um tratamento de câncer de próstata, com o uso de dois tipos diferentes de detectores de radiação. A partir das curvas de calibração e do valor da incerteza estimada no relatório de calibração do acelerador linear de 6 MV, foi possível aferir os valores de dose absorvida nos detectores. Os resultados obtidos foram comparados com dois *software* de planejamento e simulação de tratamento. A dose média na próstata atingiu o esperado, 95% e 99% da dose total aplicada ao alvo com os dois tipos de detectores. Estes valores se encontram dentro do limite do intervalo de -5% a +7% na distribuição uniforme da dose no alvo preconizado pelo relatório de número 50 da ICRU. A análise dos resultados foi feita de duas maneiras distintas, por posição tendo se consolidado por órgãos e extremidades. Em relação às posições de análise, um dos detectores apresentou dose média maior em relação ao outro em quase todos os pontos, alcançando até 30% a mais da dose máxima aplicada. Em geral, ao analisar os valores de dose absorvida encontrados nos detectores bem como nos dois *software* de planejamento, houve boa correlação, mostrando que há diferenças nos valores de dose absorvida nos dois tipos de detectores que devem ser levadas em consideração quando utilizados. A técnica possibilitou estimar a distribuição de dose na irradiação da pelve masculina do simulador Alderson em um tratamento de Radioterapia Conformacional 3D.

Palavras-chave: Dosimetria; Radioterapia; Câncer de próstata; Simulador.

ABSTRACT

The procedure of quality control in radiotherapy treatments favors the estimation of the absorbed dose in organs that receive ionizing radiation as treatment. This method enhances existing treatment protocol quality procedures as well as reduces the risk of accidents. The physical simulators allow the evaluation and optimization of the dose absorbed in a radiotherapy treatment. The main objective of this study was to estimate the absorbed dose in the target and organs at risk of a prostate cancer treatment with the use of two different types of radiation detectors. From the calibration curves and the uncertainty value estimated in the calibration report of the linear accelerator of 6 MV, it was possible to assess the absorbed dose values in the detectors. The results were compared with two treatment planning and simulation software. The mean dose in the prostate reached the expected 95% and 99% of the total dose applied to the target with the two types of detectors. These values are within the range of -5% to + 7% on the uniform target dose distribution recommended by the ICRU Report No. 50. The analysis of the results was done in two distinct ways, by position having been consolidated by organs and extremities. Regarding the analysis positions, one of the detectors had a high average dose in relation to the other at almost all points, reaching up to 30% more of the maximum dose applied. In general, when analyzing the absorbed dose values found in the detectors as well as in the two planning software, there was good correlation, showing that there are differences in absorbed dose values in the two types of detectors that should be taken into account when used. The technique allowed estimating the dose distribution in irradiation of the male pelvis of the Alderson simulator in a treatment of 3D Conformational Radiotherapy.

Keywords: Dosimetry; Radiotherapy; Prostate cancer; Simulator.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama esquemático de um acelerador linear e seus componentes básicos.....	7
Figura 2: Regiões de predominância relativa das três principais formas de interação da radiação eletromagnética com a matéria	8
Figura 3: Esquema geométrico para medida e definição do PDP.	11
Figura 4: Deposição de dose de um feixe de fótons de MV em um objeto ou paciente	12
Figura 5: Ilustração de uma curva de isodose – 6 MV, campo 10 cm × 10 cm, SSD de 100 cm	13
Figura 6: Esquema ilustrativo da terapia estática da técnica de isocentro.....	14
Figura 7: Representação esquemática dos volumes de tratamento definidos no relatório ICRU 62 mostrando as relações entre os diferentes volumes	17
Figura 8: Localização da próstata e sua vizinhança	24
Figura 9: Diagrama esquemático de excitação e estímulo térmico em material TL	27
Figura 10: Curva de emissão termoluminescente do detector LiF:Mg,Ti.....	30
Figura 11: Representação estrutural do filme radiocrômico modelo EBT3 da Gafchromic.	32
Figura 12: Simulador Antropomórfico Alderson RANDO feminino e masculino com destaque da pelve masculina.....	33
Figura 13: Leitor RISØ TL/OSL modelo DA-20 mostrando o controlador, irradiador e carrossel/Leitora do SECDOS - CDTN.....	35
Figura 14: Curva de perfil de tratamento térmico a 400°C por 1 hora e 100°C por 2 horas aplicado aos detectores LiF:Mg,Ti.	36
Figura 15: Configuração da calibração dos detectores LiF irradiados no feixe de 6 MV do acelerador linear do Hospital Luxemburgo	38
Figura 16: Equipamentos utilizados para estudo da absorvância do filme EBT3. Espectrofotômetro à direita e Carrossel do leitor RISØ na posição de irradiação, à esquerda.	40
Figura 17: Faixa de dose crescente em Gy dos filmes EBT3 digitalizados após irradiação no acelerador linear de 6 MV do Hospital Luxemburgo.	41

Figura 18: Imagem da fatia 33 da pelve do simulador Alderson RANDO masculino destacando alguns pontos cujas perfurações foram utilizadas.....	42
Figura 19: Etapas de obtenção da imagem de TC do simulador Alderson. Em A: Tomógrafo Siemens, em B: Posicionamento do simulador e em C: Imagem obtida mostrando uma fatia axial com alguns TLD posicionados.	43
Figura 20: Planejamento do tratamento pelo software XiO – Release 5.10.....	44
Figura 21: Planejamento do tratamento com o software CAT3D da MEVIS.....	45
Figura 22: Materiais utilizados na medida de dose absorvida na pelve do simulador Alderson. Em A. Bandeja contendo TLD posicionados, em B. Posição dos três detectores TL no centro do tarugo e em C. Pelve do simulador.....	46
Figura 23: Processo de preparo dos filmes EBT3 para irradiação no simulador	47
Figura 24: Posição da pelve do simulador Alderson na mesa do acelerador linear	48
Figura 25: Parâmetros de irradiação calculados no <i>software</i> XiO e utilizados na pelve do simulador Alderson	48
Figura 26: Resultado da repetibilidade do detector LiF:Mg,Ti.....	49
Figura 27: Linearidade dos detectores LiF:Mg,Ti na curva de dose-resposta sob irradiação no feixe de 6 MV e dose de até pouco mais de 0,8 Gy	50
Figura 28: Resultado das curvas de intensidade TL do LiF:Mg,Ti na avaliação da remoção dos picos de baixa temperatura	51
Figura 29: Curva de calibração do TLD exposto ao feixe de fótons de 6 MV.....	52
Figura 30: Espectro de absorção visível do filme EBT3 antes e após irradiação com dose de 1 Gy	53
Figura 31: Imagem do filme EBT3 irradiado com dose de 1 Gy e dissociado em canais RGB. Em A. Imagem escaneada, em B. Aumento de contraste.....	53
Figura 32: Curva de calibração dos filmes EBT3.....	54
Figura 33: Comparação dos resultados de dose em órgãos entre os <i>software</i> de planejamento XiO e CAT3D MEVIS	57
Figura 34: Distribuição de pontos de presença dos detectores por perfuração no simulador Alderson	58

Figura 35: Resultado das variações percentuais comparativas da média de dose absorvida por pontos em relação ao software XiO.....	61
Figura 36: Resultado das comparações de dose absorvida por órgãos e extremidades.....	62
Figura 37: Resultado das medidas de dose absorvida por órgãos e regiões de extremidade ...	64
Figura 38: Resultado das variações percentuais comparativas da média de dose absorvida por órgãos e extremidades em relação ao <i>software</i> XiO.....	66
Figura 39: Porcentagem equivalente às regiões de estudo em relação à dose máxima aplicada. Em A. Porcentagem medida com o TLD, em B. Porcentagem medida com filme EBT3.	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Condições de referência para a determinação de dose absorvida na água para feixes de fótons de alta energia	10
Tabela 2: Dose média por órgãos e extremidades	62
Tabela 3: Variação percentual da diferença da dose absorvida média por órgãos e extremidades em relação aos quatro métodos de análise	65
Tabela 4: Resultado da dose absorvida nos filmes EBT3 no isocentro e superfícies do simulador	67
Tabela 5: Dose absorvida nos detectores TL e filmes por posição, valores de incerteza e valor percentual da diferença.....	81

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CDTN - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CTV - *Clinical Target Volume*

DICOM - *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DO - Densidade óptica

GTV – *Gross Tumor Volume*

IAEA - *International Atomic Energy Agency*

ICRP - *International Commission of Radiological Protection*

ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*

INCA - Instituto Nacional de Câncer

ITV - *Internal Target Volume*

IV - *Irradiated Volume*

LET - *Linear Energy Transfer*

LiF:Mg,Ti - Fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio

MV - Mega Voltagem

OAR - *Organs at Risk*

PDP - Porcentagem de Dose Profunda

PET - *Positron Emission Tomography*

PSA - *Prostatic Specific Antigen*

PTV - *Planning Target Volume*

RANDO - *Radiation Analogic Dosimetry*

RGB - *Red Green Blue*

ROI - *Region of Interest*

RTOG- *Radiation Therapy Oncology Group*

SAD- *Source to Axis Distance*

SECDOS- Seção de Dosimetria das Radiações

SI - Sistema Internacional

SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography*

SSD - *Source to Surface Distance*

TC - Tomografia Computadorizada

TL - Termoluminescente

TLD – *Thermoluminescent Dosimeter*

TPS – *Treatment Planning System*

TV – *Treated Volume*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivos	4
1.1.1	<i>Objetivo Principal</i>	4
1.1.2	<i>Objetivos Específicos</i>	4
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	5
2.1	Radioterapia	5
2.1.1	<i>Teleterapia</i>	6
2.2	Distribuição de Dose e Dose Clínica	7
2.3	Interação da Radiação com a Matéria	7
2.3.1	<i>Dose absorvida</i>	9
2.3.2	<i>Porcentagem de Dose Profunda – PDP</i>	10
2.4	Densidade Óptica	13
2.5	Técnicas de Tratamento	14
2.6	Planejamento em Radioterapia	15
2.6.1	<i>Software XiO</i>	16
2.6.2	<i>Software CAT3D MEVIS</i>	16
2.6.3	<i>Volumes de tratamento</i>	17
2.7	Tomografia Computadorizada no Planejamento	19
2.8	Controle de Qualidade em Radioterapia	19
2.9	Câncer de Próstata	22
2.9.1	<i>Estrutura da Próstata</i>	23
2.9.2	<i>Tratamento Radioterápico da próstata</i>	24
2.10	Dosímetros Termoluminescentes	26
2.10.1	<i>Curva de Emissão TL</i>	30

2.10.2	<i>Aplicação da Termoluminescência em Dosimetria Clínica</i>	31
2.11	Filmes Radiocrômicos.....	32
2.12	Simulador Antropomórfico Alderson RANDO	33
3	MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1	Seleção e Calibração do TLD	35
3.1.1	<i>Seleção do TLD</i>	36
3.1.2	<i>Calibração do TLD em altas energias</i>	37
3.1.3	<i>Método de Remoção dos Picos de Baixa Temperatura</i>	38
3.2	Utilização dos Filmes EBT3	39
3.2.1	<i>Absorção óptica do Filme EBT3</i>	39
3.2.2	<i>Calibração do Filme Radiocrômico</i>	40
3.3	Controle de Qualidade	41
3.4	Posicionamento do simulador e aquisição das imagens	41
3.4.1	<i>Planejamento com o Software XiO</i>	43
3.4.2	<i>Planejamento com o Software CAT3D MEVIS</i>	44
3.5	Irradiação do Simulador Alderson.....	45
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	49
4.1	Tratamento do TLD	49
4.2	Curva de Calibração do TLD.....	51
4.3	Análise da Absorção do Filme EBT3	52
4.4	Curva de Calibração do Filme EBT3.....	53
4.5	Medidas de Dose Absorvida em TLD e Filmes.....	54
4.6	Medidas de Incerteza	55
4.7	Resultado dos Planejamentos do Tratamento com os <i>software</i> XiO e CAT3D MEVIS	56
4.8	Resultados das irradiações simulando o tratamento de próstata do simulador Alderson com TLD e Filmes EBT3.....	57

5	CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS	69
6	REFERÊNCIAS	71
7	APÊNDICE	81
7.1	APÊNDICE A.....	81
7.2	APÊNDICE B	82

1 INTRODUÇÃO

O Instituto Nacional de Câncer – INCA estima que no biênio 2018-2019, a neoplasia de próstata atinja 68.220 novos casos por ano no Brasil (INCA, 2018).

A radioterapia é uma das modalidades de tratamento do câncer e faz uso de fontes de radiação ionizante para destruir células tumorais (JABERI, 2015). A radioterapia abrange até 70% dos casos de neoplasia maligna, sendo parte essencial da assistência de Alta Complexidade (BRASIL, Portaria nº 102, 2012).

As modalidades de uso da radioterapia podem ser divididas em terapia de contato (braquiterapia) e terapia à distância (teleterapia). Os equipamentos de teleterapia utilizados para entregar a dose necessária no volume alvo são chamados aceleradores lineares ou irradiadores clínicos com fonte de radiação. Na teleterapia, os aparelhos são geradores ou emissores de fótons de alta energia (JABERI, 2015). O planejamento radioterápico objetiva depositar uma dose homogênea de radiação no volume a ser tratado, sendo esse um dos principais desafios para o método (JABERI, 2015; SCAFF, 2010). O princípio da otimização aplicado à radioterapia consiste em zelar para que a exposição dos tecidos normais se reduza ao menor valor cabível que possa ser alcançado durante a administração da dose total no volume alvo do planejamento. Esse princípio diz que em qualquer prática empregando radiações ionizantes, a dose entregue deve ser tão baixa quanto possível para que se possa executar o procedimento - (ALARA- *As Low As Reasonably Achievable*). A qualidade de um tratamento deve proporcionar proteção para o paciente, contudo, a segurança está totalmente ligada à eficiência do método (DEVIC, 2011).

A estimativa da dose absorvida é crucial para a análise da qualidade do tratamento, em termos de proteção radiológica. Medidas de dose através do uso de detectores em objetos simuladores físicos ou por meio de simulações computacionais são necessárias para a investigação de doses absorvidas em pontos internos e externos ao corpo humano (XU, 2010).

O controle de qualidade de um tratamento de radioterapia proporciona benefício direto ao paciente (IAEA, 2013). A dose absorvida total prescrita é fracionada em sessões diárias, podendo se estender por semanas. A ocorrência de erros no posicionamento do paciente, e, portanto na posição do volume tumoral e em parâmetros dosimétricos do feixe é limitada quando há um rigoroso programa de controle da qualidade, incluindo a dosimetria clínica. Essa dosimetria torna-se importante quando realizada constantemente pelos físicos médicos

do serviço (IAEA, 1987). A utilização de simuladores físicos torna a dosimetria clínica confiável uma vez que os objetos simuladores facilitam a reprodutibilidade do método (VIEGAS, 2003) Além disto, intercomparações dosimétricas são recomendadas pelos Relatórios da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*Internacional Commission on Radiological Protection*– ICRP 86, 2000; ICRP 112, 2009).

Este projeto de pesquisa utiliza um simulador antropomórfico Alderson RANDO (SOMERWIL, 1977) para estudar a dosimetria de um tratamento de câncer de próstata com radiação ionizante, considerando os diversos órgãos de risco. Os resultados obtidos das medidas com filmes radiocrômicos e TLD foram avaliados e comparados com os planejamentos dosimétricos realizados nos *softwares* de planejamento XiO e CAT3D da MEVIS Informática Médica (MEVIS, 2016). Para a execução desta tarefa foi utilizado a região pélvica masculina simulador Alderson. Foram colocados nas perfurações internas deste simulador, nos pontos respectivos de interesse, os detectores de radiação. Foram determinadas regiões tais como, a bexiga, reto e cabeça do fêmur direita e esquerda além do volume alvo, chamadas de pontos de interesse (POI), determinados utilizando o mapa do próprio simulador. O processo foi dividido em duas principais etapas. Na primeira, os detectores TL foram colocados nas perfurações internas do simulador Alderson, nos respectivos pontos de interesse, e na segunda etapa foram utilizados os filmes radiocrômicos do tipo EBT3 posicionados nos mesmos pontos de interesse. Os valores de dose absorvida foram determinados com TLD e com filmes radiocrômicos EBT3 e comparados com os valores de dose absorvida previstos pelos dois diferentes programas de planejamento de radioterapia o XiO e o CAT3D. O processo de irradiação dos filmes e TLD foi realizado no hospital Luxemburgo, em Belo Horizonte, e para ambos os detectores foram mantidas as principais configurações da máquina. As imagens de Tomografia Computadorizada da pelve do simulador Alderson foram importadas para os *softwares* de planejamento do tratamento com posterior execução dos planos de tratamento para os cálculos de dose. Os valores de dose calculados e medidos foram comparados e analisados. As comparações dosimétricas realizadas neste trabalho permitiram estimar a dose absorvida em tratamentos de câncer de próstata.

O resultado deste trabalho contribuiu com o grupo de pesquisa internacional MCMEG (*Monte Carlo Modelling Expert Group*) que promove intercomparações internacionais de simulações computacionais, no qual a última intercomparação consistiu a validação computacional de um caso de tratamento de câncer de próstata. Os dados experimentais

obtidos neste trabalho foram utilizados para a validação dos resultados das diversas simulações computacionais realizadas, submetido para publicação em dezembro de 2018.

Este trabalho foi apresentado no XXIII Congresso Brasileiro de Física Médica em Porto Alegre em Setembro de 2018 e na IV Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações (SENCIR) em Belo Horizonte em Novembro de 2018. Houve um trabalho publicado em conjunto uma publicação em conjunto com o grupo MCMEG, cujos resultados foram apresentados no ISRP-14 (*14th International Symposium on Radiation Physics*), na Argentina, em outubro de 2018, e um artigo submetido ao *Journal Radiation Physics and Chemistry* em Dezembro de 2018.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Principal

O principal objetivo deste trabalho é analisar os valores de dose planejada e absorvida no tratamento radioterápico de câncer de próstata utilizando o simulador físico Alderson RANDO, dosímetros termoluminescentes (TLD) e filmes radiocrômicos EBT3 para medida de dose planejada através dos *softwares* de planejamento radioterápico XiO da *Elekta* e CAT3D da MEVIS Informática Médica. A dose absorvida no órgão alvo e nas regiões adjacentes à próstata, de acordo com o planejamento dosimétrico foram medidas experimentalmente com TLD e filmes e comparadas entre si bem como, com valores esperados de acordo com os *softwares* de planejamento.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Preparar e montar os detectores no simulador Alderson observando as regiões de interesse; órgãos alvo e de risco utilizando o mapa do simulador.
- Irradiar o simulador Alderson com TLD e, posteriormente com filmes radiocrômicos no feixe 6 MV de um acelerador linear
- Avaliar os valores de dose absorvida no TLD e filme radiocrômico posicionados nas cavidades de interesse, considerando a região alvo para duas diferentes calibrações realizadas para TLD e filme.
- Avaliar e comparar os valores de dose absorvida medidos com TLD e filme.
- Comparar os resultados de dose medida com aquelas previstas pelo planejamento dosimétrico executado com os dois *softwares* XiO e CAT3D MEVIS.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Radioterapia

A radioterapia é uma modalidade terapêutica contra o câncer que faz uso de radiações ionizantes para alcançar a destruição das células tumorais de modo a erradicá-las ou coibir seu crescimento. A aplicação consiste em entregar uma dose de radiação previamente determinada e calculada em um volume do tecido que abrange o tumor fazendo com que as células tumorais sejam exterminadas e ao mesmo tempo, protegendo ao máximo as células circunvizinhas saudáveis, as quais têm capacidade de se regenerar em certo período de tempo devido ao fracionamento da dose (INCA, 2010; HALL, 2006).

O fracionamento da dose total em doses menores e distribuídas em um período de tempo é um procedimento importante para as células sadias com capacidade de regeneração. Outros métodos terapêuticos são normalmente indicados juntamente com a radioterapia, tendo em vista a aplicação local do tratamento. A radioterapia pode ser indicada antes, durante ou após a quimioterapia ou mesmo pré ou pós-cirurgia, neoadjuvante e adjuvante respectivamente (INCA, 2010). A escolha da abordagem terapêutica depende basicamente do tipo histológico, do estadiamento da doença e das condições clínicas do paciente. Após a definição e finalidade do tratamento, é decidida a técnica mais adequada de radioterapia a ser adotada. Existem duas formas de aplicação da radioterapia: teleterapia ou radioterapia externa, aplicada por aparelhos aceleradores lineares e irradiadores clínicos com fontes de cobalto, e braquiterapia ou radioterapia de contato, aplicada por uma fonte de radiação posicionada diretamente no local do tumor (INCA, 2010; SALVAJOLI *et al.*, 2013).

A radioterapia teve início em conjunto com a Radiologia, Dermatologia e Ginecologia, mas após avanços, se desenvolveu e tornou-se individualizada, se destacou e garantiu representação própria. A prática atual da radioterapia é vista pelo esforço das equipes para entregar um tratamento de boa qualidade à população, seguido das boas práticas pelos profissionais na especialidade (COELHO, 2001).

A radioterapia entrega a dose através de teleterapia de várias maneiras:

- Radical ou curativa, quando é buscada a cura total do tumor;
- Remissiva, quando busca a redução do tumor
- Profilática, quando se trata em fase subclínica não havendo volumes de tumor, mas possíveis células tumorais ainda presentes.

- Paliativa, quando há busca por melhora da dor, diminuição da compressão de algum órgão ou sangramentos
- Ablativa, quando se busca suprimir a função de um órgão, como exemplo o ovário para obtenção da castração (SCHABERLE, 2000).

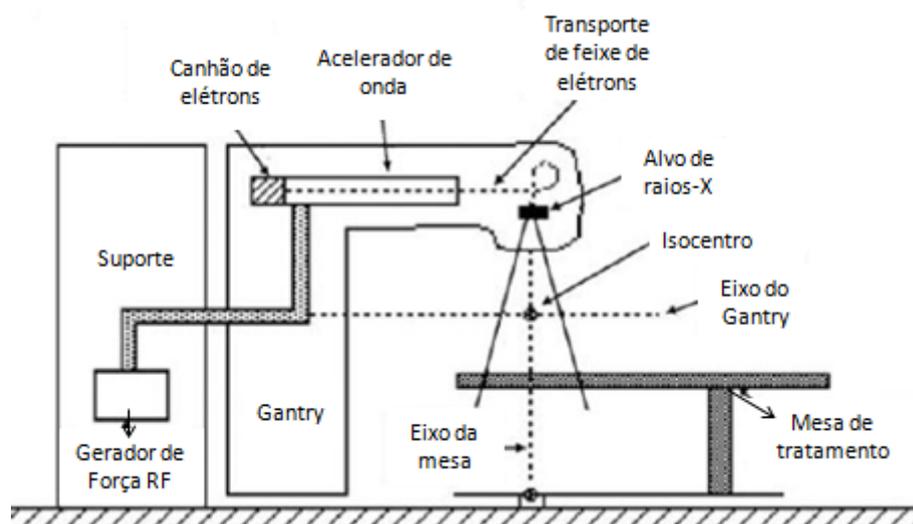
2.1.1 *Teleterapia*

As máquinas de tratamento ou máquinas de teleterapia surgiram com a incorporação de fontes de raios gama para uso de feixes de radiação externa. Montadas na grande maioria de forma isocêntrica e permite rotação do feixe em torno do paciente em Distância Fonte Superfície (SSD-*Source Surface Distance*) fixa entre 80 a 100 cm. (PODGORSK, 2005). Há também equipamentos do tipo quilovoltagem e megavoltagem, porém nessas máquinas o processo de produção de raios X é limitado em termos de energia. Para a obtenção de maiores energias, a técnica de aceleração de elétrons surgiu para resolver este problema. Estes são os equipamentos chamados de aceleradores lineares (SCAFF, 1997). O desenvolvimento de aceleradores lineares de elétrons ocorreu em paralelo nos EUA e no Reino Unido em 1946. No Brasil, os aceleradores de elétrons tiveram história um pouco mais tarde com dois professores, Marcello Damy de Souza Santos e Oscar Sala, ambos com trabalhos na Universidade de São Paulo (MARTINS, 2014). Aceleradores de elétrons são muito versáteis, uma vez que, a partir de feixes de elétrons, pode-se produzir feixes de radiação de frenamento, que é radiação eletromagnética de alta energia e espectro contínuo (HAMM, 2012).

Os elétrons gerados por emissão termiônica nos filamentos aquecidos, são injetados em uma tubo e acelerados por uma onda portadora estacionária, por várias secções da máquina, até atingir a energia desejada em seu mecanismo de transporte. Essa onda portadora é gerada por válvulas do tipo Klystron, de microondas, e introduzida na máquina por meio de guias de onda e a colimação do feixe é feita com o uso de bobinas. Os raios X são produzidos quando o feixe de elétrons em um acelerador linear atinge um alvo de metal, normalmente de alto número atômico, como o tungstênio por exemplo. (TAUHATA, 2003). Na Figura 1 é mostrado o diagrama esquemático de um acelerador linear e seus componentes básicos. O feixe de elétrons é acelerado e trazido para o alvo através de um sistema de transporte do feixe. Há um gerador de energia de radiofrequência localizado no cavalete, o canhão de elétrons, o acelerador de onda propriamente dito, o alvo de raios X, o isocentro, o eixo do

gantry e a mesa de tratamento. Esta máquina pode produzir feixes de raios X de megavoltagem e também feixes de elétrons (PODGORSK, 2005).

Figura 1: Diagrama esquemático de um acelerador linear e seus componentes básicos



Fonte: IAEA, Podgorsak (2005)

2.2 Distribuição de Dose e Dose Clínica

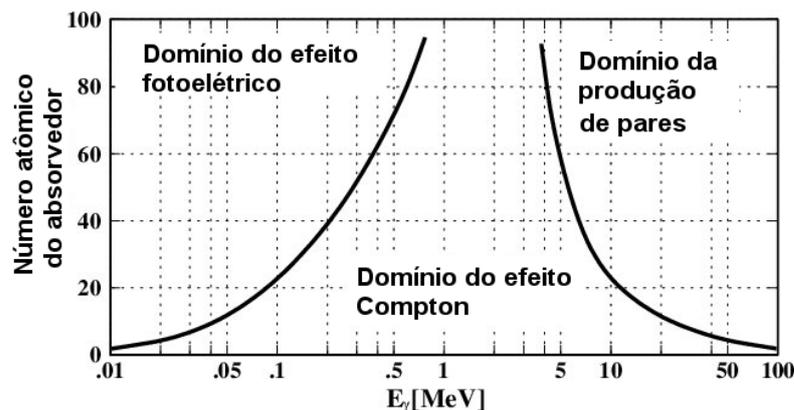
Em radioterapia, a análise da distribuição da dose possibilita a extração de informações referentes a limites de exposição dos tecidos sadios circunvizinhos ao alvo (PODGORSK, 2005). A informação de como a dose é distribuída no interior do paciente permite que seja confirmada a informação de preservação dos tecidos sadios, de modo que estes não recebem valores de dose fora dos limites de tolerância recomendados em literatura. No entanto, é praticamente impossível obter a distribuição de dose diretamente no paciente, uma vez que o feixe sofre atenuação e espalhamento no interior do corpo humano e não há ainda uma técnica de detecção para realizar tal tarefa (KHAN, 2010; PODGORSK, 2005). Uma maneira utilizada para obter a distribuição de dose em tratamentos de diversos tipos de terapias é utilizar simuladores físicos cujos materiais absorvem e espalham a radiação de maneira semelhante ao corpo humano e/ou utilizando fantasmas computacionais (KHAN, 2010; PODGORSK, 2005), visto a extrema importância do conhecimento desta distribuição para acurácia e precisão do tratamento com radiação (SCAFF, 1997).

2.3 Interação da Radiação com a Matéria

A interação da radiação eletromagnética com a matéria envolve a transferência completa ou de parte de sua energia para elétrons do material absorvedor resultando na

absorção desta radiação (ARAMBURU, 1996). A blindagem ou atenuação de um campo de radiação por um material absorvedor é causado por diversos tipos de interação (KHAN, 2014). Para diferentes energias, há diferentes probabilidades de ocorrência dos processos de interação conhecidos. Na Figura 2 são mostradas as regiões de predominância relativa das três principais formas de interação da radiação eletromagnética com a matéria. A área à esquerda da figura representa a região de predomínio da probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico. A área central representa a região de predomínio da probabilidade de ocorrência do efeito Compton e a área à direita representa a região de predomínio da probabilidade do efeito de produção de pares.

Figura 2: Regiões de predominância relativa das três principais formas de interação da radiação eletromagnética com a matéria



Fonte: Adaptado de Marcinkowski *et al.* (2009)

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico aumenta à medida que o número atômico – Z do absorvedor e diminui à medida que a energia dos fótons aumenta. Este processo normalmente ocorre para fótons de baixas energias. No Efeito Compton a probabilidade de interação é expressa em função da energia do fóton incidente, do ângulo de dispersão e da natureza do material de interação. Este processo é predominante para fótons com energias entre 0,5 e 10 MV. No caso da Produção de pares a probabilidade de ocorrência aumenta para energias superiores correspondentes ao potencial de 10 MV, havendo, portanto, um limiar de energia para que esse efeito ocorra (ARAMBURU, 1996). Cada um desses processos pode ser representado pelo seu próprio coeficiente de atenuação. O fator varia de maneira particular de acordo com a energia do fóton e com o número atômico do material absorvedor (KHAN, 2014).

A absorção de fótons por um material consiste na redução do número desses fótons. A absorção é determinada pela energia da radiação, pela natureza do material absorvedor e por

sua espessura. A absorção do material é determinada utilizando-se a lei de atenuação exponencial dada pela Equação (1):

$$I = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad (1)$$

Onde I é a intensidade final, I_0 intensidade inicial, X é a espessura do absorvedor e μ é o coeficiente de absorção linear (ARAMBURU, 1996). A partir da atenuação exponencial da radiação eletromagnética por um material, pode-se supor que os fótons espalhados pelas interações são completamente removidos do feixe transmitido, na direção de incidência (ARAMBURU, 1996).

2.3.1 Dose absorvida

A razão entre a energia absorvida por qualquer tipo de radiação por unidade de massa do absorvedor é definida como dose absorvida (KNOLL, 2010). A dose absorvida é basicamente a relação entre a energia dE cedida pelos elétrons ao meio em um elemento de volume de massa dm . A Dose Absorvida é descrita na Equação (2).

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2)$$

A unidade de medida da dose absorvida é J/Kg , porém em se tratando de radiações ionizantes, o nome Gray (Gy) é utilizado para a unidade de dose absorvida. $1 Gy = 1J/Kg$ (SALVAJOLI *et al.*, 2013).

As condições de referência para a calibração de um feixe de radioterapia para determinação da Dose Absorvida na água em condições de referência, ou seja, de acordo com o Relatório TRS-398 da IAEA, estão apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1: Condições de referência para a determinação de dose absorvida na água para feixes de fótons de alta energia

Quantidade de Influência	Características dos valores de referência
Material simulador	Água
Tipo da câmara	Cilíndrica
Medida em profundidade	Para $TRP_{20,10} < 0,7,10 \text{ g/cm}^2$ (ou 5 g/cm^2) ^a Para $TRP_{20,10} \geq 0,7,10 \text{ g/cm}^2$
Ponto de referência	Eixo central (centro) do volume da cavidade
Posição no ponto de referência da câmara	Na profundidade de medida
SSD/SCD	100 cm ^b
Tamanho de Campo	10 cm × 10 cm ^c

Fonte: Adaptada da TRS-398 da IAEA (2000).

^aO uso de uma única referência em profundidade é recomendada para todas as energias dos feixes de fótons.

^b Se a dose de referência tem que ser determinada para uma configuração isocêntrica, A distância fonte-eixo (SAD – Source to Axis Distance) do acelerador deve ser usado mesmo não sendo em 100 cm.

^c O tamanho de campo é definido na superfície do simulador para um tipo de SSD configurado, enquanto que para um tipo de SAD a definição é no plano do detector colocado em profundidade de referência na água no isocentro da máquina.

2.3.2 Porcentagem de Dose Profunda – PDP

Diversas metodologias podem ser utilizadas para calcular a variação da dose em profundidade ao longo do eixo central de um feixe de radiação. Além da Porcentagem de Dose Profunda (PDP) existem a: Razão Tecido-Ar (TAR), Razão Tecido-Fantoma (TPR) e Razão Tecido-Máximo (TMR) (KHAN, 2014). A Porcentagem de Dose Profunda (PDP) é um parâmetro importante utilizado em radioterapia. Este faz a relação entre a dose numa profundidade à dose no ponto de referência (POLI, 2007). A dose absorvida varia de acordo com a profundidade, uma vez que o feixe é incidente em um paciente ou em um simulador de água. Esta variação depende de certas condições como:

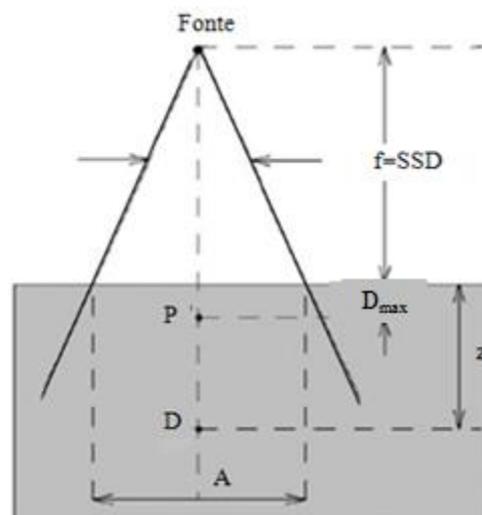
- Energia
- Profundidade
- Tamanho de campo
- Distância da fonte

A PDP é utilizada em feixes de megavoltagem e é definida pela Equação (3), onde a dose absorvida em qualquer profundidade d e a dose absorvida em uma profundidade de referência d_0 no eixo central da fonte.

$$PDP = \frac{D_d}{D_0} \times 100 \quad (3)$$

Em feixes de megavoltagem D_0 é igual à profundidade de máxima absorção d_{max} ou na região de equilíbrio eletrônico (KHAN, 2003). A Figura 3 mostra um exemplo esquemático e geométrico para as medidas e definição de PDP. O ponto D é arbitrário no feixe central. O ponto P é definido como D_{max} no eixo central. A indica o tamanho do campo, definido na superfície do simulador e o SSD é atribuído ao $f = \text{Distância Fonte-Superfície}$.

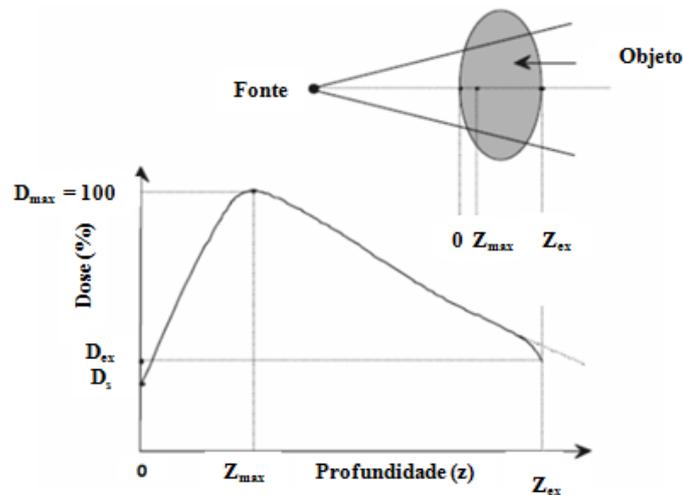
Figura 3: Esquema geométrico para medida e definição do PDP.



Fonte: Adaptada da IAEA (2005)

A Figura 4 mostra um exemplo de uma curva de PDP e representa a distribuição típica de dose de um feixe de fótons de megavoltagem quando atinge um alvo. A dose aumenta rapidamente após passar pela superfície e alcança um valor máximo na profundidade Z_{max} e decresce de modo quase exponencial até um valor D_{ex} , que ocorre quando o feixe sai do objeto ou paciente.

Figura 4: Deposição de dose de um feixe de fótons de MV em um objeto ou paciente

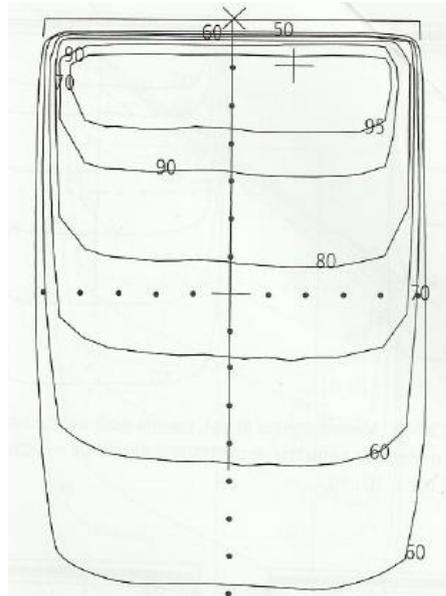


Fonte: Adaptada de Poli (2007)

Onde D_s é a dose na superfície do campo de entrada do feixe, D_{ex} é a dose na superfície no lado de saída do feixe Z_{ex} , D_{max} é a dose máxima normalizada a 100. A região entre o $z = 0$ e $z = z_{max}$ é nomeada região de *buildup* (POLI, 2007). A dose na superfície de entrada está na faixa de 15 a 30% da dose total aplicada para um feixe de 6 MV (POLI, 2007). A deposição de dose continua crescente até 1,5 cm de profundidade quando é atingida a dose máxima, o que depende principalmente da energia do feixe emitido, neste caso, 6 MV.

A medida da distribuição de doses em diferentes profundidades fornece apenas a informação da dose no eixo central, sendo inadequada para estimar a distribuição da dose no volume irradiado de maneira tridimensional (KHAN, 2003). A representação de distribuição planar ou volumétrica da dose absorvida é representada por meio das curvas de isodose. Estas são curvas que passam por pontos de mesma dose e formam mapas de distribuição da dose na profundidade (KHAN, 2003; SALVAJOLI *et al*, 2013). A Figura 5 mostra uma curva de isodose de um feixe de 6 MV com campo $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ e um SSD de 100 cm. A curva de isodose representa o formato da área do campo de irradiação, do SSD, da qualidade da radiação e são resultados das medidas com feixes incidentes perpendicularmente a uma superfície plana de um material de densidade 1g/cm^3 (KHAN, 2014). Estas possibilitam a análise e otimização da distribuição de dose em planejamentos com mais de um campo de irradiação (KHAN, 2014).

Figura 5: Ilustração de uma curva de isodose – 6 MV, campo 10 cm × 10 cm, SSD de 100 cm



Fonte: Khan (2014)

2.4 Densidade Óptica

A coloração de um filme radiocrômico ocorre quando este é exposto à radiação ionizante. Esta coloração acontece devido à atenuação desta exposição pelo material, o que resulta em enegrecimento do filme. Este enegrecimento é uma medida da sua densidade óptica (DO) (BUTSON *et al.*, 2003). A densidade óptica é definida conforme Equação (4).

$$DO = \log_{10} \left[\frac{I_0}{I} \right] \quad (4)$$

A transmitância é uma fração de luz incidente em determinado comprimento de onda quando atravessa uma amostra (BUTSON *et al.*, 2003). Em outras palavras, é a razão entre a quantidade de luz que incide em um material e a quantidade que consegue atravessar este material, conforme mostrado na Equação (5).

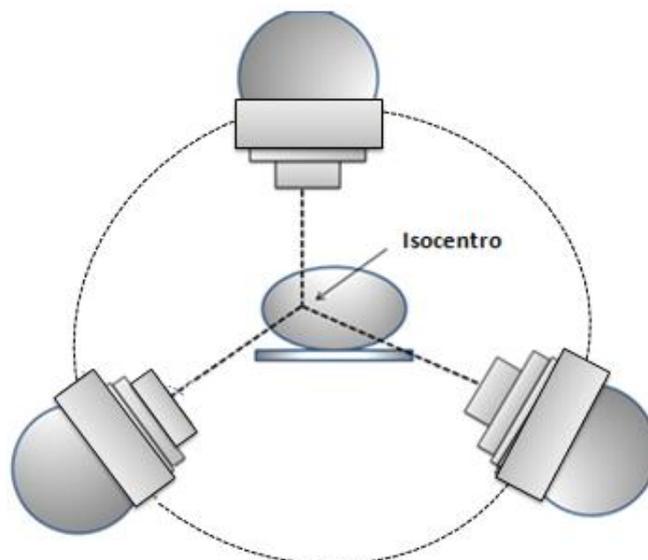
$$T = \frac{I}{I_0} \quad (5)$$

Em que I_0 é a intensidade da luz que incide na amostra e I é a quantidade de luz que atravessou a amostra.

2.5 Técnicas de Tratamento

Na maioria das máquinas de teleterapia, o cabeçote do acelerador linear gira 360° C ao redor do eixo horizontal. A interseção deste eixo horizontal com o feixe irradiado é conhecido como isocentro, representado na Figura 6. As aplicações radioterápicas são feitas com distância fonte-eixo (SAD - *Source to Axis Distance*), ou seja, fixa no isocentro e com a distância fonte-superfície (SSD - *Source to Surface Distance*) variada de acordo com a geometria do objeto a ser irradiado. Este tipo de terapia é conhecida como terapia estática ou rotacional. A vantagem desta terapia consiste na facilidade do posicionamento de pacientes que tratam com múltiplos campos diários, por exemplo, uma irradiação da região pélvica com quatro campos (KHAN, 2014).

Figura 6: Esquema ilustrativo da terapia estática da técnica de isocentro



Fonte: Adaptada de Salvajoli et al. (2013)

Inúmeras técnicas podem ser empregadas com a radioterapia externa. A evolução dessas técnicas favoreceu o uso da Radioterapia Tridimensional Convencional, do inglês *Three Dimensional Conformal radiation Therapy* (3DCRT), que surgiu em 1983 após a chegada da tomografia computadorizada, possibilitando um avanço importante na radioterapia. A partir do sistema de planejamento tridimensional, os médicos e físicos foram possibilitados de verificar o volume irradiado do ponto de vista do feixe de radiação, além da delimitação do tumor e dos órgãos de risco adjacentes a este (SALVAJOLI et al., 2013).

Outras técnicas além da 3DCRT se fazem também presentes na teleterapia, como a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), que é uma forma de radioterapia

tridimensional com um processo de otimização auxiliado por um computador incorporado. Nesse caso, um computador é utilizado para adaptar a distribuição não uniforme da fluência a fim de se obter um objetivo específico tanto dosimétrico como clínico. A Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) também se torna importante por ter o objetivo de melhorar a acurácia, fazendo com que sejam reduzidas as margens ao redor do alvo, aumentando a precisão com o uso frequente de imagens. E outras formas de radioterapia externa como a radiocirurgia; técnica de tratamento criada para lesões no crânio, onde altas doses de radiação são administradas normalmente em fração única com o auxílio de um aparelho de imobilização para fins de maior precisão na aplicação da dose e a Radioterapia Estereotáxica Extracrânio (SBRT); desenvolvida a partir da radiocirurgia e consiste na irradiação precisa de lesão extracranial definida com auxílio de imagens e possui geralmente poucas frações com doses altas (SALVAJOLI *et al.*, 2013).

As margens de segurança generosas são necessárias para redução da incerteza da geometria no caso das técnicas primárias, porém se torna uma das maiores limitações da radioterapia externa. É comum a sobreposição dessas bordas de segurança aos órgãos de risco, limitando assim a elaboração de escala de dose (SALVAJOLI *et al.*, 2013).

2.6 Planejamento em Radioterapia

O processo de planejamento na Radioterapia Conformacional em Três Dimensões (3DCRT), denomina-se *forward planning*, onde os parâmetros do feixe (ângulos, tamanho de campo, peso, entre outros) são definidos primeiramente com o auxílio de um *software* de planejamento e simulação, e então posteriormente é alcançado o resultado de como a dose é distribuída. Após essa etapa, o plano de tratamento é avaliado pelo médico e se necessário os parâmetros são mudados até chegar a um resultado adequado para execução do tratamento (IMRTCWG, 2001). Após o médico prescrever a dose necessária, o físico médico e a equipe estabelecem e documentam os procedimentos de planejamento, e também determinam os componentes específicos das técnicas de tratamento radioterápico, como o posicionamento, a imobilização, as imagens e então planejamento é realizado. O posicionamento e a imobilização do paciente no planejamento do tratamento é essencialmente importante e esses são estabelecidos durante o preparo da simulação com o auxílio de exame de Tomografia Computadorizada (TC). Para todas as modalidades de tratamento, é necessário colocar o paciente em uma posição confortável e reproduzível de modo a facilitar e reproduzir a irradiação do volume alvo com a dose máxima, preservando o tecido saudável (GIAMPIERO,

2006). Após essa etapa, o físico médico prepara as instruções de trabalhos técnicos associados a cada tratamento. O planejamento é feito utilizando as imagens de exame prévio do paciente realizado no próprio serviço, o cálculo de dose é então realizado e o a determinação do tempo de tratamento (ICRU, 2010).

Um planejamento de tratamento em três dimensões deve ser consistente de modo que seja entregue a dose exata e para isto a definição dos volumes em um tratamento é de extrema importância. O relatório de número 50 e 62 da *International Commissioning on Radiation Units and Measurements* (ICRU), descreve os volumes que são relevantes a serem irradiados no planejamento de tratamento (ICRU, 2010). No planejamento do tratamento, deve ser levada em consideração também, a histologia do tumor, as vias de disseminação, efeitos colaterais, idade e estado geral, estágio da doença e disponibilidade de equipamentos. Diversos órgãos em risco estão próximos ao volume alvo (GIAMPIERO, 2006) e estes devem ser levados em consideração no planejamento.

2.6.1 *Software XiO*

O sistema de planejamento de radioterapia XiO é usado para desenvolver planos de tratamento em 2D e 3D para radioterapia e é desenvolvido pela *Elekta Inc.*, o *software* é incorporado pelos seguintes elementos:

- Dados anatômicos do paciente (Imagens diagnósticas)
- Fontes de radiação (Teleterapia ou braquiterapia)
- Parâmetros que descrevem como as fontes de radiação são aplicadas no tratamento.

2.6.2 *Software CAT3D MEVIS*

O *software* CAT3D é um programa indicado para planejar procedimentos em radioterapia e possui algumas especificações técnicas mais importantes relacionadas ao estudo:

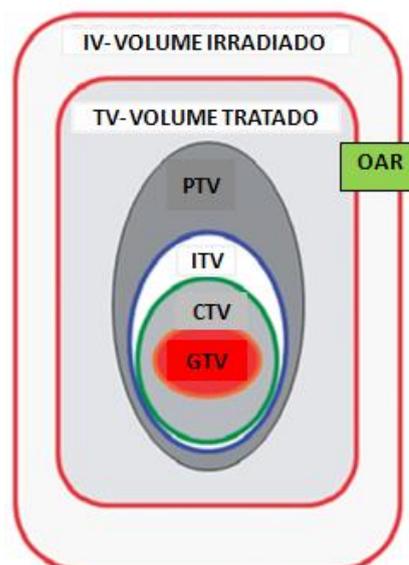
- Interface para imagens DICOM (DICOM 3, NEMA 2009) de tomografia (CT), ressonância magnética (MR), SPECT e PET (via rede, memória flash ou CD-R / CD-RW).
- Até 1024 imagens axiais primárias por estudo. Cada imagem com matriz de 512×512 pixels. Imagens primárias separadas por 0.1mm ou mais.

- Controles de janela de cinzas e paleta de cores, negativo e plano de fundo.
- Apresentação da anatomia em planos 2D axial, sagital, coronal e oblíquos.
- Apresentação da anatomia em imagens 3D.
- Métodos de segmentação automática e manual para extrair contornos da imagem em todos os planos.

2.6.3 Volumes de tratamento

O Relatório número 50 da ICRU preconiza uma distribuição uniforme da dose no alvo entre -5% a +7% da dose administrada em um ponto onde a dose prescrita tenha sido limitada ao alvo. Nesse relatório foram definidos os diversos volumes de tumores e tecidos normais para utilização em planejamentos de tratamento e em processos de transferência dos dados de coleta e digitalização de imagens (ICRU, 1994; ICRU, 2010). É obrigatório delinear os volumes em um planejamento, caso não houvesse o delineamento dos volumes alvo e OAR, a dose absorvida não seria prescrita (ICRU, 2010). Os volumes são estabelecidos como: volume grosseiro do tumor (GTV – *Gross Tumor Volume*), volume alvo clínico (CTV – *Clinical Target Volume*), volume alvo interno (ITV – *Internal Target Volume*), volume alvo planejado (PTV – *Planning Target Volume*), volume tratado (TV- *Treated Volume*), volume irradiado (IV- *Irradiated Volume*) e órgãos de risco (OAR – *Organs at Risk*), conforme representado na Figura 7.

Figura 7: Representação esquemática dos volumes de tratamento definidos no relatório ICRU 62 mostrando as relações entre os diferentes volumes



Fonte: ICRU 62 (1999)

O GTV é a extensão tumoral visível ou palpável clinicamente e é este volume em que se concentra a maior quantidade de células tumorais. Esse volume é determinado através de métodos de imagem, normalmente tomografia computadorizada. O CTV é o tecido cujo volume engloba o GTV e a doença maligna subclínica e ou microscópica que pode também ser eliminada. Este volume é tratado de modo curativo ou paliativo e é obtido por uma margem externa incorporada concentrada no centro do GTV. Os gânglios linfáticos podem fazer parte dessa margem (STROOM, 2002; VELKER *et al.* 2013). No estudo de HALPERIN (2013), é mostrado a região ou volume de CTV na radioterapia externa do câncer de próstata. Este é definido como a própria glândula e as vesículas seminais.

O ITV é o volume interno do alvo, esse engloba o CTV e as margens e prevê a movimentação dos órgãos e as variações no tamanho do CTV. O PTV conceitualmente é geométrico e é definido para que possam escolher de maneira mais adequada as dimensões e a disposição relativa dos feixes no tratamento. Esse deve englobar as considerações de todas as variações geométricas e também as imprecisões para a garantia da absorção da dose administrada no CTV. Sendo assim, os OAR não recebem uma dose significativamente excessiva (STROOM, 2002; VELKER *et al.* 2013). Esta região abrange todas as outras e ainda possui uma margem de tolerância para casos de variações do feixe de radiação e a possível movimentação do paciente e de órgãos internos.

O TV é o envolvimento de uma determinada área de isodose, especificada pelo médico radioterapeuta como o volume mais adequado para chegar ao objetivo final do tratamento. O TV não deve ser menor que o PTV. Existem planificações 3D dos tratamentos e esses asseguram que o TV inclui o PTV com uma margem estreita. As variações da dose prescrita e aplicada na região do PTV não devem ser ultrapassadas nesse volume (STROOM, 2002; VELKER *et al.* 2013). O IV é uma área cujo tecido recebe uma dose de radiação considerada significativa relacionada à tolerância dos tecidos sadios. Esta dose pode ser expressa em valores absolutos ou relativos à dose especificada no volume alvo (STROOM, 2002; VELKER *et al.* 2013). Os OAR são tecidos sadios normalmente muito próximos aos locais de irradiação e a sensibilidade à irradiação desses tecidos pode influenciar de maneira significativa o planejamento do tratamento e também a prescrição da dose. Esses órgãos devem ser protegidos, pois podem ter comprometimento da sua função se o limite de dose de tolerância for ultrapassado (STROOM, 2002; OLIVEIRA, 2016).

As margens aplicadas ao redor do CTV para delimitação do PTV devem levar em consideração os erros de posicionamento ou *setup* durante o tratamento radioterápico e a movimentação por fração do CTV (KHAN, 2012).

2.7 Tomografia Computadorizada no Planejamento

O exame de Tomografia Computadorizada (TC) no planejamento de simulação e tratamento surgiu de maneira natural com o advento e proliferação da TC em departamentos de radiologia e diagnóstico (SALVAJOLI *et al.*, 2013). Este exame fornece bom contraste de tecidos moles e permite melhor localização e definição do tumor. Quando o paciente é examinado com TC na posição desejada para o tratamento antes da simulação, os limites do campo de tratamento e os parâmetros de colimação podem ser dispostos com respeito à posição do alvo usando os cortes de TC (NISHIDAI, 1990). Existem suportes que auxiliam o posicionamento adequado, como o suporte de joelho, por exemplo, para relaxamento das costas, uma vez que a mesa de tratamento é bastante rígida. Um possível deslocamento dos pés também pode alterar a posição de referência, que é crucial na determinação da precisão do tratamento. Pode haver a necessidade de utilização de bloqueio de pés a fim de contribuir no posicionamento do paciente (NISHIDAI, 1990).

A Tomografia Computadorizada utiliza dois campos de visão: uma ântero-posterior e uma látero-lateral. O volume de aquisição para a pelve deve constar os principais aspectos anatômicos: o limite superior estabelecido em 1 cm cranial até o limite superior das cristas ilíacas, e o limite inferior está localizado no nível da fossa isquiorretal, ou em caso de infiltração de câncer retal, o canal anal (BASILICO, 2008).

2.8 Controle de Qualidade em Radioterapia

O programa de qualidade em radioterapia teve início em 1999 como projeto-piloto por iniciativa conjunta do INCA e da Associação Brasileira das Instituições Filantrópicas de Combate ao Câncer (Abifoc) (SALVAJOLI *et al.*, 2013). O objetivo era propor e estimular a criação de condições que permitissem às instituições participantes a aplicação da Radioterapia com eficácia e qualidade além de incitar e promover a capacitação dos profissionais que trabalham com Radioterapia. Foi sugerido então condutas de dosimetria e proteção radiológica a fim de assegurar que a dose prescrita no tumor fosse entregue de maneira eficaz e o paciente tivesse a proteção necessária, além de também garantir a proteção do trabalhador (SALVAJOLI *et al.*, 2013).

No início do ano de 2000, o programa tomou novas direções com um novo sistema e os objetivos foram focados em determinar a proteção ao paciente por meio de avaliações postais os resultados de dosimetria de instituições credenciadas (SALVAJOLI *et al.*, 2013). O sistema pretendia realizar a verificação da dose fornecida em um ponto de referência. Os resultados das irradiações de dosímetros foram processados e classificados seguindo o padrão da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA- *International Atomic Energy Agency*), fazendo com que o PQRT saísse de uma esfera clínico-físico-dosimétrica e de controle de qualidade para uma esfera predominantemente dosimétrica (INCA; 2000).

Após o desenvolvimento constante de novos equipamentos, a otimização do tratamento de câncer tem exigido maior atenção para que as técnicas possam trazer mais segurança e principalmente maior benefício ao paciente (CNEN, 1990). Dessa forma, os programas de controle de qualidade dos equipamentos utilizados nos setores de radioterapia devem se adequar ao máximo a fim de obedecer aos limites cabíveis à aplicação do tratamento (CNEN, 1990).

É crucial a verificação do planejamento para aplicação de um tratamento onde é avaliada a distribuição da dose prescrita em cada região de tratamento. Nesse caso, existem ferramentas que auxiliam essa verificação, facilitando a simulação de uma situação real. Diversos objetos simuladores e detectores de radiação são utilizados para realizar a dosimetria fundamental nos processos de controle de qualidade e também para revisão de planejamentos (IAEA, 2013).

A Associação Americana de Física em Medicina (AAPM - *American Association of Physicists in Medicine*) introduziu anteriormente diversos protocolos relacionados à calibração de feixes de alta energia (elétrons e fótons). A partir do ano 2000, acompanhando a evolução introduzida pela AAPM, o Relatório Técnico de Série N° 398 (TRS-398) da IAEA foi publicado (PODGORSAK, 2005). A série 398 do Relatório Técnico (TRS-398) utilizada nos serviços de radioterapia apresenta incerteza mais baixa na dosimetria dos feixes em relação aos relatórios anteriores. Este relatório é utilizado por estabelecer uma dosimetria adequada baseando-se em padrões de dose absorvida na água para todos os feixes de radioterapia (PODGORSAK, 2005). A dosimetria padrão consiste em realizar a calibração em condição de referência: Irradiação com um valor conhecido de dose, a certa profundidade em água, em um determinado tamanho de campo e determinada distância fonte-eixo (SAD – *Source to Axis Distance*) (PODGORSAK, 2005).

O controle de qualidade dos serviços de radioterapia é realizado periodicamente pelo físico médico em cada unidade. Este procedimento garante que o feixe de fótons do acelerador esteja alinhado de acordo com a mesa e os instrumentos de suporte, assegurando a precisão do tratamento, a profundidade da dose, a dose na superfície e a distância fonte-eixo (IAEA, 2000). Existem aspectos clínicos e físicos relacionados ao controle de qualidade (IAEA, 2013). Os aspectos físicos dizem respeito ao funcionamento seguro dos equipamentos e de acessórios utilizados tanto nos planejamentos quanto nas simulações e nas calibrações. Dentro de aspectos físicos, os testes para garantia da segurança das instalações são: Observação de procedimentos de emergência (luzes de indicação da porta e console, botão de emergência, bloqueio de filtros e bandejas, centro do aplicador e módulo irregular de tamanhos de campo (IAEA, 2013). Nos mecanismos dosimétricos do acelerador linear são analisados: Equilíbrio das câmaras monitoras: linearidade, reprodutibilidade e dependências com taxas de dose, PDP, a qualidade do feixe e fatores como filtro e bandeja, campo, planura e simetria (IAEA, 2013).

JOANA G. S. (2018) realizou um estudo para a avaliação de riscos em radioterapia utilizando a metodologia da matriz de risco e o sistema SEVRRRA. A autora apresenta um panorama do risco para a técnica de radioterapia 3D conformacional no Brasil em termos dos eventos com maior probabilidade de levar a um acidente e das barreiras relacionadas a estes que poderiam evitar ou prevenir uma exposição acidental decorrente de eventos de alto risco. Dentre as barreiras com maior impacto no nível de risco destes eventos, foram identificadas a dosimetria *in vivo* na primeira sessão de tratamento para verificar a correspondência entre valores de dose entregues e planejados, a dosimetria semanal *in vivo* para detectar erros no processo de administração da dose, a auditoria externa anual para controle da taxa de dose de referência, entre outras.

É essencial que a dose entregue para o paciente seja conhecida de modo preciso, a fim de possibilitar que as células tumorais recebem a dose máxima prescrita, enquanto os tecidos saudáveis são poupados (IAEA, 2013). Uma dosimetria consistente e de referência em padrões metrológicos primários é fundamental para o processo de radioterapia além de possibilitar que procedimentos comuns sejam seguidos de maneira adequada (PALMANS, 2018). A estimativa das incertezas dadas nos Relatórios anteriores de Códigos de Prática da IAEA, TRS-277 (1997) e TRS-381 (1997) mostraram que a larga contribuição para as incertezas durante a calibração do feixe surge de diferentes quantidades físicas envolvidas e do grande número de etapas executadas, produzindo padrões de incertezas de até 3% ou 4%

(ANDREO, 2000). A exigência de uma precisão de -5% a +7% na entrega da dose absorvida corresponderia a uma incerteza combinada de 2,5% ao nível de um desvio padrão (ANDREO, 2000). A medida da incerteza sob irradiação em condições de referência pode ser aplicada quando um detector de referência é empregado para a determinação da dose absorvida na água (IAEA, 2000).

2.9 Câncer de Próstata

O câncer de próstata é uma doença bastante prevalente em todo o mundo, tendo sido observada em aproximadamente três milhões de indivíduos no ano de 2014 apenas na população norte-americana (HOWLADER, 2017). Em 2015 no Brasil, ocorreram 14.484 óbitos por câncer de próstata. Seguindo o levantamento de 600 mil novos casos de câncer para cada ano do biênio de 2018 e 2019 no Brasil, a neoplasia da próstata alcança um total de pouco mais de 68 mil novos casos por ano (INCA, 2018).

A doença decorre de alterações na diferenciação e proliferação das células do epitélio glandular. O crescimento e manutenção desse epitélio são controlados pela vitamina D e o hormônio testosterona, enquanto a vitamina D inibe a proliferação celular, o hormônio estimula (RUIJTER, 1999). O rastreamento do câncer de próstata é feito principalmente por exame de sangue simples para avaliação de uma enzima sintetizada no epitélio prostático chamado Antígeno Prostático Específico, do inglês *Prostatic Specific Antigen* (PSA), além do exame clínico de toque retal ou a combinação dos dois (STAMEY, 1987). Outros exames também são solicitados quando necessários como os de imagem, por exemplo, exames de toque retal e a biópsia da próstata (SALVAJOLI *et al.*, 2013). No caso da biópsia, um dos fatores mais importantes na detecção da neoplasia de próstata é uma avaliação baseada em aparência microscópica; gradação histológica de Gleason, globalmente empregada, onde é classificada de baseando na heterogeneidade do tumor (HODGE, 1989). Existem quatro achados importantes na biópsia: benigno, Neoplasia Intraepitelial (PIN) de alto grau; já considerada uma lesão pré-maligna, proliferação de glândulas atípicas suspeitas e câncer (KRONZ, 2001; SALVAJOLI *et al.*, 2013).

Os principais fatores de risco para o câncer de próstata são a idade, a hereditariedade e o estilo de vida. A doença é raramente diagnosticada antes dos 40 anos, mas possui incidência aumentada após essa idade (HANKEY, 1999). Estudos realizados em diversos países apontam que as taxas de prevalência do câncer oculto variam entre 9% a 31% em homens jovens, com a faixa etária entre 31 e 40 anos, e aumenta para 31% a 83% em homens mais velhos, com a

faixa de idade entre 71 a 80 anos (DELONGCHAMPS, 2006). O tumor acomete com maior frequência indivíduos negros do que brancos, mesmo levando em consideração aspectos socioeconômicos, clínicos e patológicos, os negros, no momento do diagnóstico, apresentam níveis mais elevados de PSA e estágios mais avançados da doença (BAQUET, 1991). O câncer de próstata dificilmente apresenta sintomas em estágios iniciais, e por esse motivo, o rastreamento se torna muito importante, especialmente para homens que possuem os fatores de risco aumentados (PAIVA, 2010). Quando um tumor maligno é detectado, ele cresce rapidamente e se espalha, ocorrendo pequenas mudanças no tamanho e forma das células da próstata. Os sintomas podem incluir dificuldade para urinar, pouca urina por vez na micção, redução do jato urinário, demora a iniciar o jato, dor ao ejacular e quando avançado pode provocar dor óssea, infecção generalizada e até insuficiência renal (CAMARGO, 2014).

A doença pode ser tratada de diversas formas, como cirurgia, radioterapia externa, braquiterapia com sementes de iodo, braquiterapia com alta taxa de dose, terapia de supressão androgênica, somente com o monitoramento do antígeno prostático específico (PSA) e crioterapia. Entretanto, como tentativa de cura nos tratamentos, mais de uma associação terapêutica pode ser usada (NAKAMURA, 2009).

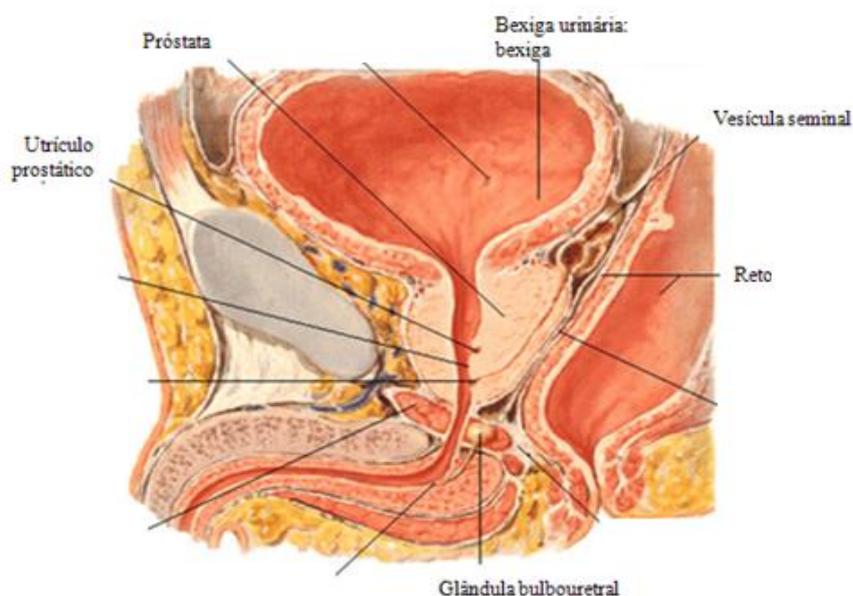
O tratamento pioneiro para o câncer de próstata surgiu no início do século XX, onde houve pequena inserção de uma fonte de Rádio pela uretra com ajuda de um cateter. Esta foi uma alternativa amenizadora para a cirurgia (DENMEADE, 2002). Foi notada a diminuição do tumor prostático após colocação das agulhas com o elemento Rádio dentro da glândula. As técnicas realizadas para alcance desse tratamento traziam desconforto para o paciente, além de serem de difícil execução (DENMEADE, 2002). Dentre outras modalidades de tratamento em radioterapia externa, a técnica de radioterapia conformada 3D utiliza alta tecnologia, com o uso de programas complexos de computador, possibilitando melhor localização do alvo da radioterapia e dos órgãos de risco, permitindo a liberação de altas doses de radiação no volume alvo, com maior controle sobre a dose de radiação em estruturas normais (NAKAMURA, 2009).

2.9.1 Estrutura da Próstata

A próstata é um órgão de extrema importância por estar envolvida no processo de reprodução humana (NETTER, 2017), esta se desenvolve ainda no feto com o auxílio de hormônios masculinos e cresce juntamente com a chegada da fase adulta (FATTINI, 2002). A próstata faz parte do sistema reprodutor masculino, sendo uma glândula pélvica exócrina,

localizada em uma região complexa e rodeada pela presença próxima de diversos órgãos importantes: inferior à bexiga e na frente do reto. A glândula contorna a uretra em diferentes direções, como mostrado na Figura 8. A próstata mede 3,8 cm de diâmetro e 2,5 cm de altura e pesa normalmente cerca de 20 gramas. É um órgão sólido, sua função é de produzir e armazenar um fluido incolor e ligeiramente alcalino que constitui 10% a 30% do volume do líquido seminal. Esse fluido se une ao espermatozóide e juntos formam o sêmen (GRAY, 2016). As regiões de risco na irradiação da próstata são a bexiga, responsável pelo abrigo e excreção da urina, o reto que é o canal distal da defecação, e as cabeças do osso fêmur, responsável pela mobilidade de ambas as pernas do indivíduo (INCA, 2015; GRAY, 2016). Muitas vezes no decorrer da idade, em homens mais velhos, parte da glândula em torno da uretra cresce de maneira contínua e causa a hiperplasia prostática benigna (HPB), tendo como principal sintoma a dificuldade para urinar, indício esse também refletido em caso de tumor maligno (FATTINI, 2002).

Figura 8: Localização da próstata e sua vizinhança



Fonte: Netter (2011)

2.9.2 Tratamento Radioterápico da próstata

A aplicação de tratamentos que utilizam feixes de radiação ionizante deve levar em consideração a proteção dos tecidos saudáveis. Os tecidos sadios devem se regenerar após a irradiação, resultando em proteção quanto à segurança e maior qualidade de vida para o paciente (HALPERING, 2008).

Os fatores que afetam a resposta da célula à irradiação são:

- **Biológicos:** Relaciona-se com a sensibilidade quanto a sua apresentação no momento do ciclo celular.
- **Químicos:** Efeitos relacionados à oxigenação da célula, quanto maior o grau de oxigenação, melhor resposta celular quanto à morte por radiação.
- **Físicos:** Relaciona-se com a Transferência Linear de Energia – LET, do inglês *Linear Energy Transfere* a Eficiência Biológica Relativa – RBE, *Relative Biologic Effectiveness*, além de também depender da taxa de dose.

Os tratamentos em radioterapia externa são realizados habitualmente de maneira fracionada. O fracionamento tem como objetivo eliminar o tumor de modo que os tecidos relacionados aos órgãos de risco tenham complicações mínimas. O fracionamento em termos biológicos possibilita a reparação dos danos subletais das células, a repopulação das células tumorais, redistribuir as células por fases diferentes do ciclo que possuem então radiosensibilidade diferentes e a reoxigenação dos tumores radioresistentes devido à hipóxia (RAMOS, 2014). Quando a dose é dividida em várias frações, torna-se possível poupar os órgãos de risco, que se referem aos tecidos sadios pelo mecanismo de reparação. Ao mesmo tempo o fracionamento contribui para o aumento do dano no tumor devido à reoxigenação e da redistribuição das células nas fases radiosensíveis durante o ciclo celular. Mas também, em contrapartida quando se prolonga o tratamento, pode haver uma repopulação de células tumorais que sobreviveram (OLIVEIRA, 2016).

As curvas de sobrevivência celular são usadas para descrever a relação entre a fração de células que continuam com capacidade reprodutiva após irradiação e a dose de radiação absorvida pela célula. Em radiobiologia a morte celular é definida como a perda da capacidade reprodutiva, a sobrevivência é então relacionada à capacidade clonogênica (HALL, 2006). Em radioterapia, o sucesso do tratamento inclui a inativação das células tumorais pela radiação e a sobrevivência do montante de células normais para que proliferem e para que haja repopulação com o tecido normal (KELLERER, 2012).

DIAS (2011) realizou um estudo em que analisou a definição de margens para dois dos três órgãos de risco em radioterapia de próstata e as complicações agudas e tardias relacionadas a esse movimento na radioterapia conformacional no câncer de próstata. Nesse estudo, foi concluído que os órgãos de risco, sendo esses a bexiga e o reto, apresentaram significativa movimentação interfração no decorrer da radioterapia conformacional para o

câncer de próstata. A dose na bexiga e em margens não constituiu fator prognóstico para o aparecimento de complicações urinárias agudas e tardias, porém a dose no reto se correlacionou com complicações gastrointestinais agudas e tardias. Os principais órgãos de risco na radioterapia da próstata são a bexiga, o reto e as cabeças femorais. A maioria dos órgãos de risco possui uma tolerância pré-definida e se pode esperar certo nível de morbidade tardia (STROOM, 2002).

O grupo de oncologia radioterápica, RTOG (*Radiation Therapy Oncology Group*) 0126 mostra o uso de restrições de dose nos tecidos normais para prevenir toxicidade tardia. Tal restrição de dose é usada como guia e não como contraindicação absoluta.

NIEDER (2008) relatou o risco de segunda neoplasia em pacientes com câncer de próstata tratados com radioterapia em um estudo populacional do banco de dados norte americano *Surveillance, Epidemiology and End Results* (SEER). Foi observado o risco relativo de desenvolver câncer de bexiga no período de 1988 a 2003. Este estudo foi feito com mais de 20 mil indivíduos submetidos à radioterapia ou prostatectomia radical. O resultado para desenvolvimento de câncer de bexiga em 10 anos foi de aproximadamente 1% em 10 anos quando os pacientes foram comparados com àqueles tratados com cirurgia.

2.10 Dosímetros Termoluminescentes

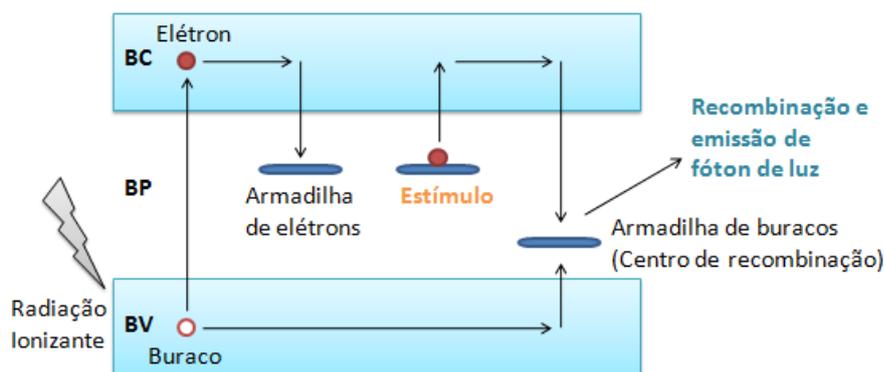
Desde 1969, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – *International Atomic Energy Agency*) realiza programas de avaliação de dose por meio da utilização de dosímetros termoluminescentes (TLD – *Thermoluminescent Dosimeter*) (IZEWSKA, 2000).

Os detectores termoluminescentes são materiais sólidos isolantes ou semicondutores, cuja produção utiliza principalmente técnica de crescimento de cristais. Esse material é responsável por armazenar carga durante a exposição à radiação ionizante e isso ocorre devido aos diversos defeitos no interior do cristal. Quando os detectores são aquecidos à temperatura de até 350°C emitem certa quantidade de luz visível proporcional à intensidade do campo de radiação ao qual foram expostos, permitindo assim quantificar a dose absorvida no material. A emissão de luz ocorre em função de um estímulo, ou seja, quando um elétron confinado em um estado metaestável de energia retorna para seu estado fundamental (McKEEVER *et al.*, 1995).

O fenômeno da termoluminescência pode ser explicado pelo modelo da teoria de bandas nos sólidos. Os defeitos existentes na rede cristalina do material induzem a formação

de níveis de energia na banda proibida, entre as bandas de valência e de condução e podem funcionar como armadilhas para os portadores de carga, conforme exemplo da Figura 9. A liberação dessas cargas ocorre quando adquirem energia suficiente para escapar das armadilhas, podendo os portadores de carga permanecer por longos períodos confinados (McKEEVER *et al.*, 1995; YUKIHARA, 2008).

Figura 9: Diagrama esquemático de excitação e estímulo térmico em material TL



Fonte: Adaptada de McKeever *et al.* (1995)

Após ocorrer a irradiação existe um período de latência devido à concentração de elétrons e buracos em estado metaestável de energia e à temperatura ambiente, é desprezível fuga das cargas confinadas em armadilhas, uma vez que os poços de potencial relativos aos centros de armadilha são profundos o suficiente para mantê-las presas (YUKIHARA, 2011).

Os detectores de fluoreto de lítio foram introduzidos em 1963 e 1967, quando foram registradas a primeira e segunda patente e desde então estão no mercado. É um material extremamente utilizado em dosimetria clínica, especialmente devido à sua razoável equivalência com os tecidos do corpo humano, seu número atômico efetivo é 8.2, comparado com 7.4 do tecido mole (CAMERON, 1968). Este detector possui elevada sensibilidade, alta eficiência e baixa dependência energética, além de ser pouco sensível à luz. Estas características permitem que os detectores de fluoreto de lítio representem bem a resposta energética do fóton no interior do corpo (McKEEVER *et al.*, 1995). A proporção dos valores de dose absorvida tanto no tecido mole quanto no detector será próxima à razão entre os coeficientes de absorção de energia em massa (KHAN, 2014).

Apesar de o fluoreto de lítio apresentar diversas formas físicas e químicas, o mais utilizado na radioterapia é o fluoreto de lítio dopado com magnésio (Mg-300 mg/kg) e titânio (Ti-15 mg/kg), de fórmula química LiF:Mg,Ti. Esses detectores foram originalmente

fabricados pela *Rados*. Este material está disponível comercialmente como MTS e contém lítio com a abundância isotópica natural, ou seja, 92,5% ${}^7\text{LiF}$ e 7,5% ${}^6\text{LiF}$ (IAEA, 2013).

Comumente, o detector LiF se apresenta como discos prensados de cristal único cuja preparação consiste no crescimento de cristais, porém podem ser produzidos por meio de sinterização e diversas outras formas (McKEEVER *et al.*, 1995). A fim de entender melhor a utilização deste material em dosimetria, é necessário destacar alguns procedimentos e características de resposta do LiF:

Tratamento térmico

Os materiais TL necessitam de tratamentos térmicos de reutilização. Esse tratamento é feito em fornos próprios sob temperaturas relativamente altas por determinados períodos de tempo. A faixa de temperatura e o tempo de tratamento variam com a composição do material e com o propósito do tratamento. Este procedimento visa o restabelecimento do equilíbrio termodinâmico do material. Tratamentos térmicos feitos após a irradiação e anteriores à leitura são realizados com a finalidade de remover picos de baixa temperatura (McKEEVER *et al.*, 1995). O procedimento do tratamento térmico é realizado para fins de limpeza ou remoção de possíveis memórias existentes no material dosimétrico após acúmulos de carga devido à irradiação. O tratamento térmico do LiF:Mg,Ti é realizado com uma sequência de temperatura alta e depois baixa e logo após resfriado até a temperatura ambiente (FURETTA, 1998; McKEEVER *et al.*, 1995; KRON, 1999). O tratamento realizado a alta temperatura promove a remoção de cargas das armadilhas dosimétricas, fazendo com que o sinal residual seja minimizado durante o primeiro uso ou uso subsequente dos dosímetros termoluminescentes. O tratamento realizado a baixa temperatura favorece a estabilização e promove aumento da sensibilidade de armadilhas dosimétricas principais, além de reduzir possíveis perdas de sinais após irradiação. Este procedimento combinado é chamado tratamento padrão, responsável por restaurar ou promover as condições iniciais do cristal (FURETTA, 1998; McKEEVER *et al.*, 1995; KRON, 1999).

Linearidade

Uma das mais importantes características para um material termoluminescente para uso em dosimetria é apresentar uma resposta linear em uma ampla faixa de doses. A curva de resposta com a dose é estimada tendo em vista a relação da dose absorvida pelo detector e a intensidade de resposta do sinal TL. O comportamento da curva se mostra linear apenas a partir de um limite inferior de detecção e normalmente atinge determinada região onde a

quantidade de emissão de luz cresce mais rapidamente se tornando supralinear (McKEEVER *et al.*, 1995).

Para o LiF:Mg,Ti a linearidade se apresenta na faixa de 10 μ Gy a 1 Gy. Para valores de dose superiores observa-se a supralinearidade (McKEEVER *et al.*, 1995).

No intervalo em que a resposta do detector se apresenta linear (até 1 Gy), sua relação será proporcional às doses aplicadas. Na região de supralinearidade (de 1 Gy até 1000 Gy), a resposta não é linear e gera valores superiores aos esperados, no entanto a utilização deste intervalo dependerá de ajustes ou correções. A região de saturação se apresenta para valores de dose superior a 1000 Gy, e a partir daí a resposta TL pode se apresentar indefinida e não é aconselhável o uso dessa faixa para dosimetria (DA ROSA, 2001).

Sensibilidade

A sensibilidade de um material é formalmente definida como a intensidade do sinal TL por unidade de dose absorvida, ou seja, a quantidade de luz liberada pelo material por unidade de exposição. O LiF:Mg,Ti possui alta sensibilidade, porém é dependente do lote de detectores, da dose administrada, do tempo do tratamento térmico prévio, da temperatura utilizada na leitura e do espectro de resposta da fotomultiplicadora usada durante a leitura. Para doses com valores muito altos a resposta termoluminescente do detector pode saturar fazendo com que haja redução da sua sensibilidade (McKEEVER *et al.*, 1995).

Reprodutibilidade

A reprodutibilidade permite estimar a precisão das medidas, uma vez que podem ser descartados os detectores cuja resposta se apresente diferente dos demais. A informação da precisão pode ser obtida, para uma dose determinada, através do cálculo da incerteza da média de certa quantidade de respostas de um mesmo detector. A repetibilidade de um material TL representa a análise da variação da resposta do detector quando irradiado e lido repetidas vezes em mesmas condições (OBERHOFER, 1981).

Dependência com a energia

A resposta energética de um detector é a variação do sinal detectado, para uma dose fixa, em função da energia da dose de radiação absorvida (BATISTA, 2011).

Em um estudo feito por BATISTA (2011) foi avaliado o fator de dependência energética para o detector LiF:Mg,Ti. O resultado apresentado mostrou uma variação máxima de 2%, o que pode ser considerado como uma baixa dependência energética para a faixa de

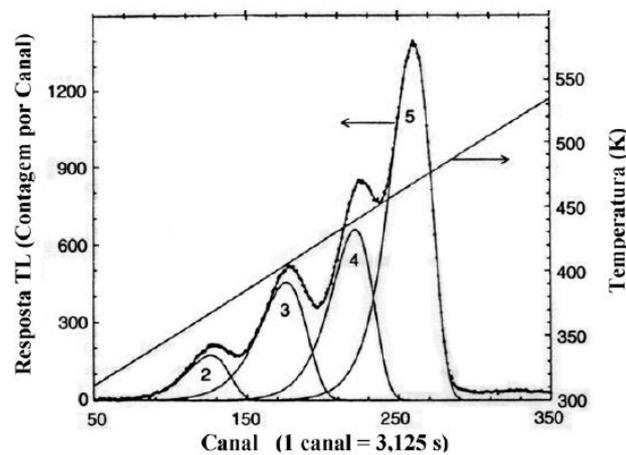
energia de 6 MV. Este valor encontrado apresenta concordâncias com resultados anteriores presentes em literatura e mostra que nenhum fator de correção é necessário para o valor de energia verificado. Contudo, conclui-se que o uso do LiF seja bastante indicado para diversas medidas em radioterapia.

2.10.1 Curva de Emissão TL

A curva de emissão termoluminescente do LiF:Mg,Ti, em função da temperatura, representa a intensidade da luz emitida durante o aquecimento.

O detector LiF apresenta diversos picos em sua curva de emissão termoluminescente, a qual representa a intensidade da luz emitida durante o aquecimento. A Figura 10 representa o comportamento do detector durante o procedimento de leitura e a sua curva característica em função da temperatura após irradiação em temperatura ambiente.

Figura 10: Curva de emissão termoluminescente do detector LiF:Mg,Ti



Fonte: McKeever *et al.* (1995)

Cada pico desta curva se associa a um determinado tipo de armadilha presente no interior do material TL. A resposta TL do detector está associada a área sob a curva de emissão dos picos de número 4 e 5. Os picos de baixa temperatura devem ser removidos para que a resposta dosimétrica final não seja influenciada, uma vez que estes são relativamente instáveis à temperatura ambiente (McKEEVER *et al.*, 1995).

O fabricante do LiF:Mg,Ti (MTS) recomenda a remoção dos picos de baixa temperatura após a irradiação e antes da leitura de dose. A indicação como procedimento padrão consiste em levar os dosímetros ao forno à temperatura de 100° C por um período de 10 minutos. Esses picos podem competir com os picos dosimétricos causando alteração no

resultado final da leitura. Caso o procedimento não seja realizado, a competição entre as armadilhas não é minimizada, o que favorece a redução da resposta TL dos picos principais ou dosimétricos de número 4 e 5 do detector LiF (McKEEVER *et al.*, 1995).

Antes de iniciar o uso, o TLD deve passar por procedimentos de testes de homogeneidade e reprodutibilidade. Estes são realizados para avaliar a dispersão dos resultados e a variação da resposta individual em mesmas condições tanto de irradiação quanto de leitura.

2.10.2 Aplicação da Termoluminescência em Dosimetria Clínica

A dosimetria de estado sólido em medidas de dose para radioterapia *in vivo* é feita principalmente com diodos semicondutores (IAEA, 2013). O detector termoluminescente deve ser capaz de responder adequadamente à dose de radiação absorvida após exposição à radiação ionizante. Esta resposta é possível quando o material é preparado para armazenar e guardar a energia de maneira segura durante certo tempo. Quando o detector é aquecido, pode-se correlacionar sua resposta luminescente, ou seja, a intensidade de luz emitida em função da temperatura à energia absorvida durante a exposição. A intensidade de emissão do detector é relacionada às grandezas dosimétricas por meio de um processo de calibração. As características desejáveis de um material TL para uso em dosimetria são:

- Alta eficiência de emissão de luz associada ao processo de recombinação de pares elétron-buraco;
- Estabilidade de confinamento dos elétrons ou buracos nas armadilhas à temperatura ambiente;
- Curva de emissão simples, de preferência com pico único a fim de facilitar a operação e a interpretação da leitura;
- Resistência a diversos fatores ambientais como, por exemplo: luz, umidade, solventes orgânicos, poluição e gases;
- Baixo custo e facilidade de obtenção;
- Resposta linear em um amplo intervalo de valores de dose.

As características mencionadas não são encontradas de modo geral em um único detector, sendo assim, um bom detector pode apresentar apenas parte dessas características (SILVA, 2016).

2.11 Filmes Radiocrômicos

Os filmes radiocrômicos tiveram início na dosimetria em 1960 e devido à alta tecnologia evolutiva associada à sua produção, cada vez têm se tornado mais popular (KHAN, 2014). O filme radiocrômico foi desenvolvido inicialmente para monitoramento de dose no processamento de radiação industrial.

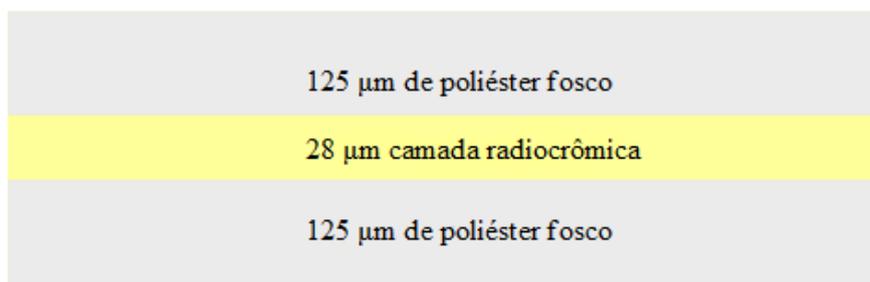
A dosimetria com o uso de filmes radiocrômicos passou a ser uma valiosa ferramenta para a verificação de doses terapêuticas nos últimos anos, usados em procedimentos de controle de qualidade nos tratamentos radioterápicos (NIROOMAND-RAD, 1998).

Os filmes radiocrômicos quando irradiados possuem propriedades que os fazem mudar de cor sem serem submetidos a nenhum processamento químico. Para a formação da imagem, ocorre um processo de polimerização da camada sensível do filme. Os degraus de cores são geralmente medidos com espectrofotômetro com um determinado comprimento de onda. Sua estabilidade ocorre 24 horas após a irradiação (KHAN, 2014).

Neste trabalho foi utilizado o filme EBT3 da *Ashland Specialty Ingredients G.P.* (ASHLAND, 2014). Esse filme possui configuração de duas camadas de 120 micrometros de poliéster fosco entre aproximadamente 28 micrômetros de camada ativa.

O filme EBT3 possui a mesma composição e espessura da camada sensível dos filmes EBT2, a diferença consiste na configuração de sua camada simétrica a qual permite que sejam eliminadas as dependências de orientação lateral, reportado no EBT2 (BORCA, 2013). A Figura 11 apresenta um modelo químico do filme EBT3.

Figura 11: Representação estrutural do filme radiocrômico modelo EBT3 da Gafchromic.



Fonte: Adaptada da Ashland Inc. (2012)

Os filmes radiocrômicos possuem número atômico efetivo de equivalência similar aos tecidos, de 6,84, próximo ao valor da água; 7,3. A camada ativa é feita com 42,37% de

carbono, 40,85% de hidrogênio, 16,59% de oxigênio, 0,10% de lítio, e pequenas porcentagens de nitrogênio, potássio, bromo e cloro (ISP, 2010).

Como vantagens, o filme EBT3 apresenta equivalência próxima com os tecidos, baixa dependência energética, insensibilidade à luz visível e não é preciso processamento (KHAN, 2014). É necessário que haja um armazenamento adequado, em local seco escuro, devido à sensibilidade à luz ultravioleta e também é importante que permaneçam em temperatura e umidade similar ao local em que serão usados para dosimetria (KHAN, 2014). Os filmes EBT3 podem ser manuseados na presença de luz ambiente, devido ao corante amarelo da própria composição (BORCA, 2013).

2.12 Simulador Antropomórfico Alderson RANDO

O conhecimento da dose absorvida se faz necessário, e uma avaliação precisa é possível principalmente por meio da utilização de um simulador de corpo humano. É importante haver um simulador adequado para a medida de dose nos órgãos mais expostos a radiação, bem como no órgão alvo (INCA, 2015).

O simulador antropomórfico Alderson RANDO é fabricado pela *Radiology Support Devices* e é utilizado por apresentar similaridades com o corpo humano. (ALDERSON, 1962). A sua formação consiste em um esqueleto circundado com borracha que se assemelha ao tecido mole. Sua composição é estimada em 8,8% de hidrogênio, 3,1% de nitrogênio, 66,8% de carbono, 21,1% de oxigênio e possui densidade entorno de 1.00 g.cm^{-3} . O simulador possui fatias transversais finas, cuja espessura é de 2,5 cm, nas quais possui perfurações para alocação de detectores (ALDERSON, 1962; SOMERWIL, 1977). A Figura 12 apresenta o simulador Alderson do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN)

Figura 12: Simulador Antropomórfico Alderson RANDO feminino e masculino com destaque da pelve masculina.



Fonte: Adaptada de Reynaldo, (2009).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento deste trabalho foi fundamental firmar um acordo de colaboração com o Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN) e com o Setor de Radioterapia do Hospital Luxemburgo, Instituto Mário Penna, ambos em Belo Horizonte. Os seguintes materiais foram utilizados: a região pélvica do simulador antropomórfico Alderson RANDO fornecido pelo CDTN/CNEN, detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio (TLD), bem como os filmes radiocrômicos EBT3 fornecidos pelo Professor Dr. Luiz Cláudio Meira Belo, chefe da Seção de Dosimetria das Radiações (SECDOS - CDTN/CNEN), o *software* de planejamento XiO do acelerador linear *Elekta Precise* do Centro de Radioterapia do Hospital Luxemburgo e o *software* CAT3D MEVIS disponibilizado pelo Professor Dr. Tarcísio Campos do DEN/UFMG

O trabalho foi dividido seguindo as etapas que serão posteriormente detalhadas:

1. Seleção e calibração dos TLD
2. Obtenção do espectro de absorção do filme EBT-3 para fins de análise da resposta nos canais de cores (RGB - *Red Green Blue*) para calibração dos filmes nas mesmas condições de referência do TLD. Os procedimentos de controle de qualidade da dosimetria foram executados de acordo com a Série de Relatórios Técnicos de número 398 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2000).
3. Obtenção das imagens de tomografia computadorizada do simulador com os TLD, para realização do planejamento e simulação do tratamento.
4. Planejamento do tratamento utilizando o *software* XiO do acelerador linear *Elekta Precise* para estabelecer as condições de irradiação simulando o tratamento da pelve. O planejamento dosimétrico do tratamento foi realizado também com *software* CAT3D da MEVIS para comparar com os resultados de valores de dose obtidos com o XiO e com os valores medidos com TLD e filme radiocrômico.
5. Irradiação da pelve do simulador de acordo com o planejado no *software* XiO, primeiramente com os TLD e por último como os filmes radiocrômicos localizados nos POI.

6. Análise dos valores de dose absorvida medidos com o TLD e com os filmes pontualmente, ou seja, tanto TLD quanto filmes EBT3 tiveram valores pontuais analisados, posteriormente considerando a dose nos volumes dos órgãos.

3.1 Seleção e Calibração do TLD

Os detectores de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio, de fórmula química LiF:Mg,Ti , de nome comercial (MTS – magnésio e titânio sinterizado). Os detectores utilizados apresentam as dimensões de 0,9 mm de espessura e 4,5 mm de diâmetro, e são produzidos pela *Rados*.

A leitura do sinal do TLD foi realizada utilizando um leitor RISØ, modelo TL/OSL-DA-20 do Laboratório de Dosimetria Luminescente do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (LDL/SECADOS/CDTN). Este sistema é composto pelo leitor, o controlador e o *Software* de controle, como ilustrado na Figura 13. O leitor é programável e realiza leituras de modo controlado em um programa do computador chamado *Sequence editor*. O leitor possui uma fonte de radiação beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ incorporada e um carrossel com capacidade para acomodar individualmente até 48 detectores, o que permite realizar experimentos programados e repetitivos de forma automatizada com várias sequências de irradiação e leituras TL e/ou OSL (RISØ, 2008). O sistema TL funciona de modo a elevar a bandeja e aquecer o detector na posição em que o mesmo se encontra para que seja efetuada a medição do sinal TL. O sistema de aquecimento é capaz de aquecer os detectores a temperaturas de até 700 °C e as taxas podem variar entre 0,1 a 15 °C por segundo.

Figura 13: Leitor RISØ TL/OSL modelo DA-20 mostrando o controlador, irradiador e carrossel/Leitora do SECADOS - CDTN

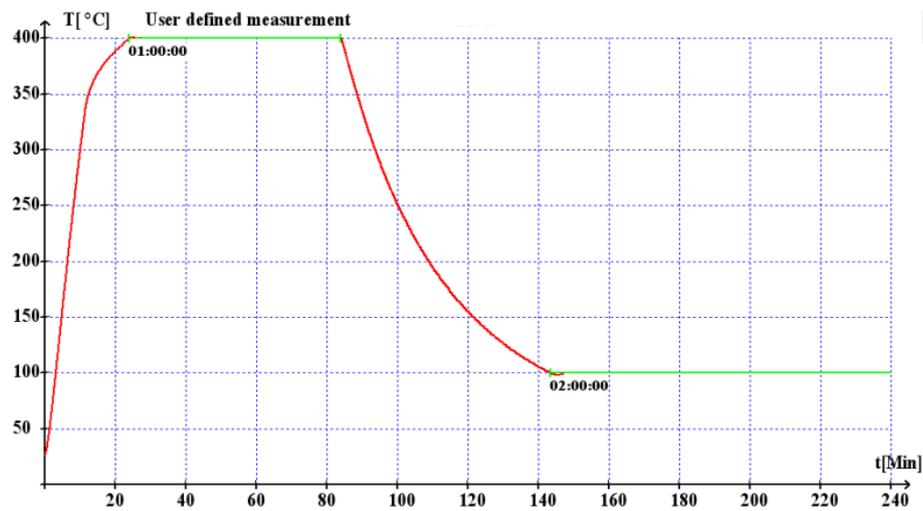


Fonte: Manual da RISØ / próprio autor

3.1.1 Seleção do TLD

Foram separados e selecionados um grupo principal de 192 TLD. Os detectores foram todos tratados termicamente de acordo com os parâmetros específicos do fabricante: 400° C por uma hora e 100° C durante duas horas no forno TLDO *Annealing Oven* fabricado pela empresa *PTW-freiburg* da SECDOS/CDTN. A Figura 14 apresenta o perfil da curva correspondente ao tratamento térmico realizado com o perfil de 400° C e 100° C no forno. O segundo perfil se encontra limitado apenas no gráfico, porém foi seguido conforme padrão selecionado.

Figura 14: Curva de perfil de tratamento térmico a 400°C por 1 hora e 100°C por 2 horas aplicado aos detectores LiF:Mg,Ti.



Fonte: Dados da pesquisa

Após o tratamento térmico, um grupo de 48 detectores aleatórios foi usado para a realização de testes de repetibilidade, linearidade e homogeneidade. Os testes para seleção dos detectores são úteis para avaliar os TLD quanto à variação de resposta individual, contanto que seja nas mesmas condições de tratamento térmico, irradiação e leitura. Os detectores foram irradiados por dois segundos em um feixe beta (28 mGy) emitido pela fonte acoplada ao leitor e lidos por 10 vezes consecutivas no leitor RISØ. Os parâmetros utilizados foram: temperatura de até 350° C, taxa de aquecimento de 5° C/s, e resolução de 350 pontos. A homogeneidade da resposta foi verificada por meio da análise do coeficiente de variação da resposta de cada TLD do grupo. A repetibilidade foi analisada por meio da resposta apresentada por cada TLD após 10 repetições de irradiação e leitura nas mesmas condições. Do grupo de 48 detectores, 35 foram escolhidos para calibração no feixe de 6 MV, cuja

resposta apresentou maior homogeneidade, ficando esses 35 abaixo de -5% e +7% de variação.

Após essa etapa, o grupo de 157 detectores restantes foi primeiramente lido até a temperatura de 350° C e taxa de aquecimento de 5° C/s, sendo esse o procedimento de limpeza. Logo após, o grupo foi irradiado por dois segundos no feixe de radiação beta proveniente da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ do próprio leitor RISØ, correspondendo à dose de 28 mGy. Este grupo de TLD foi irradiado e lido por duas vezes consecutivas anteriormente ao uso, o que permite reduzir a competição existente entre as armadilhas profundas de elétrons e as armadilhas principais durante a irradiação.

É importante ressaltar que todos os detectores TL utilizados no trabalho foram identificados individualmente de acordo com sua posição em bandejas, no objeto simulador e em posições do carrossel do leitor. Os detectores foram divididos em grupos e identificados em bandejas de até 48 posições. As bandejas possuem uma matriz de 6×8 cavidades identificadas por letras na direção vertical e números na direção horizontal. Cada TLD foi indicado pela posição tanto no carrossel do leitor quanto nas bandejas. Por exemplo, na primeira bandeja consideram-se detectores de A1 a F8 e na terceira bandeja de M1 a R8. Os detectores foram cuidadosamente retirados para uso e em seguida posicionados novamente nas bandejas.

3.1.2 Calibração do TLD em altas energias

Para calibrar os detectores TL utilizados neste trabalho, foram seguidas as condições de referência propostas pelo Relatório TRS-398 da IAEA (IAEA, 2000). A calibração do feixe do acelerador linear *Elekta Precise* de 6 MV seguiu as normas de dosimetria absoluta do Relatório em questão.

Nessa etapa do trabalho, o cálculo de dose foi realizado por físicos médicos do setor de radioterapia do Hospital Luxemburgo. Depois de feito o cálculo de dose, as informações foram passadas para o *software Mosaic* para execução da irradiação.

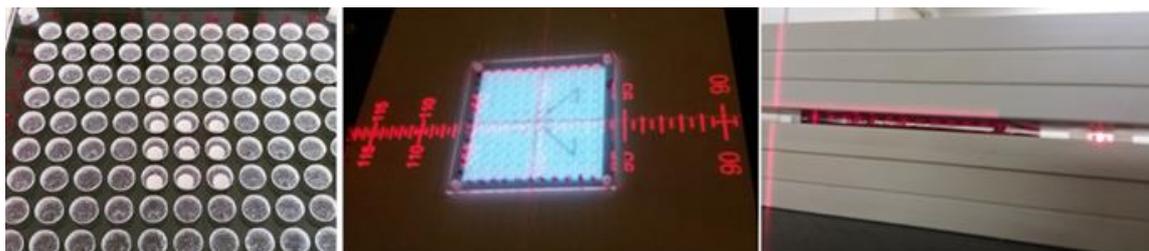
A estrutura de irradiação dos TLD foi montada e o feixe foi posicionado a 100 cm de distância do alvo, em uma profundidade em água sólida de três centímetros em campo aberto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A espessura apropriada de água sólida colocada sobre o TLD garante que o feixe incidente seja retroespalhado de maneira adequada (PODGORSAK, 2005). No arranjo

experimental (*setup*), foram colocadas seis placas de água sólida, três por baixo e outras três por cima, como mostrado na Figura 15.

Os detectores TL foram posicionados em uma bandeja a qual possui 121 cavidades de aproximadamente 7 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade. As dimensões da bandeja são de 5,2 mm de espessura e 12 cm² de área. O *setup* realizado para a calibração dos detectores TL seguiu o protocolo de dosimetria padrão da Agência (IAEA, 2000). Foram utilizados 35 detectores do mesmo lote, todos previamente preparados. A curva de calibração foi obtida com cinco detectores TL irradiados com cada uma das seguintes doses: 0,2; 0,4; 0,6; 0,8; 1,0; 1,2 e 1,4 Gy.

Os detectores TL foram irradiados no acelerador linear com um feixe de fótons de 6 MV e o protocolo de dosimetria relativa padrão foi seguido.

Figura 15: Configuração da calibração dos detectores LiF irradiados no feixe de 6 MV do acelerador linear do Hospital Luxemburgo



Fonte: Dados da pesquisa

3.1.3 Método de Remoção dos Picos de Baixa Temperatura

O fabricante do LiF:Mg,Ti (MTS) recomenda a remoção dos picos de baixa temperatura após irradiação e antes da leitura de dose. O procedimento padrão consiste em levar os dosímetros ao forno em temperatura de 100° C por um período de 10 minutos.

O leitor RISØ foi utilizado em sua função pré-aquecimento com o objetivo de avaliar a remoção dos picos de baixa temperatura do detector. Foi utilizado um grupo de quatro detectores LiF provenientes do grupo de 144 detectores previamente tratados e selecionados. Primeiramente, o grupo foi lido a fim de limpar algum eventual sinal residual presente. Em seguida, os quatro detectores foram irradiados na fonte beta de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y do leitor. Do grupo de quatro detectores irradiados, dois detectores foram levados ao forno e tiveram os picos de baixa temperatura removidos por meio do procedimento padrão. Os outros dois foram expostos no leitor a 150° C, à taxa de 15° C/s, e permaneceram nesta temperatura por 20 a 30 segundos. Esse procedimento teve o objetivo de validar o método de remoção de picos de

baixa temperatura por meio do uso da função de pré-aquecimento do leitor RISØ, facilitando assim o processo subsequente de leituras.

3.2 Utilização dos Filmes EBT3

Foram utilizados filmes radiocrômicos modelo EBT3, lote 12121703 da *Ashland Specialty Ingredients G.P.* (ASHLAND, 2014). Uma folha do filme Gafchromic EBT3 foi suficiente para preparar os três grupos de amostras de filme para diferentes fins. O primeiro grupo foi formado por sete partes iguais deste filme, cortados no tamanho de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e foi destinado à calibração. O segundo grupo composto por 46 amostras de filme, com tamanhos de $0,6 \times 2,4 \text{ cm}$ foram usados para medir os valores de dose absorvida nas cavidades do simulador considerando as posições referentes aos órgãos alvo e de risco repetindo os mesmos passos seguidos para os TLD. As dimensões das amostras de filme foram escolhidas de acordo com o espaço do tarugo de tecido mole, usado para preencher as cavidades nas fatias do simulador antropomórfico. O terceiro grupo é composto por quatro amostras de filme, cortados no tamanho de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, e foi utilizado para as medidas de dose na entrada dos campos. Estes últimos foram posicionados na superfície do simulador a fim de estimar a dose absorvida na pele de um paciente em uma sessão de tratamento de próstata. Em adição, foi utilizada uma amostra de filme de tamanho $12 \times 12 \text{ cm}^2$ para avaliar a dose na posição do isocentro. Esta amostra de filme diferentemente das demais, foi posicionada entre as fatias do simulador na intercessão dos lasers de posicionamento na região de encontro dos quatro campos. É importante ressaltar que, de acordo com as orientações do fabricante, as imagens de calibração e medidas devem ser digitalizadas ou lidas seguindo a mesma orientação. Este detalhe foi cuidadosamente observado durante a calibração e as medidas realizadas no estudo. Para isto, foram feitas marcações numéricas na parte superior de cada amostra de filme, facilitando a orientação correta. Além disso, o fabricante sugere a minimização da exposição à luz, e por este motivo os filmes permaneceram guardados e abrigados no interior de envelopes de cor preta, exceto no momento de seu preparo e uso.

3.2.1 Absorção óptica do Filme EBT3

O espectro de absorção óptica do filme EBT3 foi medido por espectrofotometria na faixa de 400 a 750 nm a fim de avaliar a resposta do filme na faixa do vermelho dos canais de cores *Red*, *Green*, *Blue* (RGB), definida de 620 a 750 nm do espectro visível. O canal vermelho da imagem RGB apresenta maior sensibilidade, apresentando, por conseguinte, maiores contrastes (DEVIC, 2005). Para medir a absorbância em função de comprimento de

onda, foi utilizado um espectrofotômetro *Shimadzu* modelo UV MINI 1240 do SECDOS-CDTN, o qual é representado na Figura 16.

Figura 16: Equipamentos utilizados para estudo da absorvância do filme EBT3. Espectrofotômetro à direita e Carrossel do leitor RISØ na posição de irradiação, à esquerda.



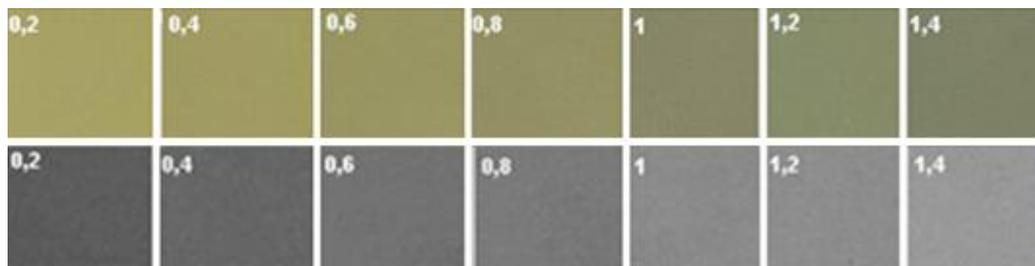
Fonte: Dados da pesquisa

Um quadrado de tamanho de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ do filme EBT3, da mesma folha utilizada nesta etapa do trabalho foi utilizado para analisar a resposta de absorção do filme. O retângulo do filme foi colocado no espectrofotômetro para medir sua absorvância antes de ser irradiado. Logo após, o filme foi levado para exposição por 72 segundos de irradiação em feixe beta da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ do leitor RISØ. O filme foi exposto a uma dose de aproximadamente, 1 Gy. Após a irradiação a amostra do filme foi levada ao espectrofotômetro para medida da sua absorvância.

3.2.2 Calibração do Filme Radiocrômico

Os procedimentos de dosimetria foram seguidos de acordo com a publicação da IAEA (2000). Uma amostra de filme de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ foi utilizada para avaliar a densidade óptica correspondente à radiação de fundo, ou o branco do filme. Sete filmes cortados no tamanho de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ foram utilizados para a calibração. Foi empregado o mesmo arranjo experimental nos quais os TLD foram calibrados, ou seja, em feixe de 6 MV do acelerador linear do Hospital Luxemburgo, com campo aberto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, os filmes foram posicionados entre duas placas de água sólida de 3 cm de espessura a 100 cm de distância fonte eixo. A Figura 17 representa os filmes após irradiação e processamento de acordo com as seguintes doses: 0,2; 0,4; 0,6; 0,8; 1,0; 1,2 e 1,4 Gy. A digitalização dos filmes foi realizada por reflexão. Os filmes foram analisados com o auxílio do programa IMAGE J (ABRÀMOFF, 2004)

Figura 17: Faixa de dose crescente em Gy dos filmes EBT3 digitalizados após irradiação no acelerador linear de 6 MV do Hospital Luxemburgo.



Fonte: Dados da pesquisa

3.3 Controle de Qualidade

A calibração do conjunto dosimétrico do setor de radioterapia do Hospital Luxemburgo em Belo Horizonte é realizada a cada dois anos. A incerteza associada à calibração do feixe do acelerador linear foi estimada em 2,21% de acordo com o certificado de calibração vigente do equipamento acelerador linear de 6 MV. O valor da incerteza de 2,21% é verificado mensalmente pelos físicos médicos do serviço de radioterapia do hospital Luxemburgo ao realizar a dosimetria do feixe. Além da dosimetria são realizados procedimentos de controle de qualidade para garantir que o feixe de fótons do acelerador esteja alinhado de acordo com a mesa e os instrumentos de suporte, assegurando a precisão do tratamento, a profundidade da dose, o valor de dose na superfície e a distância fonte-eixo ou distância fonte-isocentro. Esta verificação segue o protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) TRS-398 (IAEA, 2000).

3.4 Posicionamento do simulador e aquisição das imagens

O planejamento dosimétrico do tratamento foi realizado a partir da imagem tomográfica da região pélvica do simulador Alderson RANDO utilizando o *software* XiO do acelerador linear *Elekta Precise*. Para realizar esta tarefa foi necessário obter as imagens DICOM utilizando um equipamento de tomografia computadorizada (TC) do objeto simulador. Primeiramente, foi preciso posicionar três detectores TL nas respectivas posições relativas aos órgãos alvo e de risco. Os tarugos que antes preenchiam as cavidades de cada fatia foram cortados ao meio, perpendicularmente à direção do comprimento, para inserir os TLD entre cada uma de suas partes, fazendo um sanduíche de TLD entre seções de tarugo. Este método permitiu que os detectores TL ficassem fixos em suas posições.

A quantia de 138 detectores TL foi distribuída nas fatias de número 31 a 34 do simulador. Estas fatias correspondem aos órgãos de interesse de acordo com mapa do simulador Alderson. A fatia 33 do simulador é evidenciada na Figura 18, onde é possível verificar as posições relacionadas à próstata, a bexiga, o reto, a cabeça de fêmur e as extremidades. Além das posições descritas, esta fatia também representa outros órgãos como o intestino delgado, os ossos ilíacos e púbis, cóccix, intestino grosso, regiões de tecido mole e furo da haste.

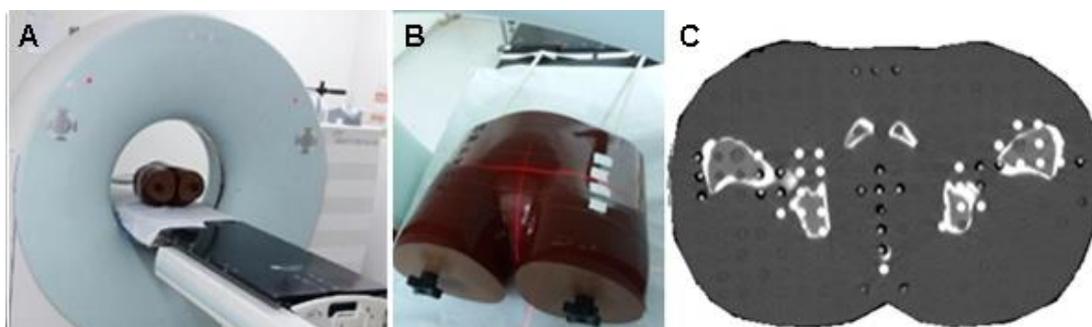
Figura 18: Imagem da fatia 33 da pelve do simulador Alderson RANDO masculino destacando alguns pontos cujas perfurações foram utilizadas



Fonte: Adaptada de Reynaldo, (2009)

As imagens radiológicas foram obtidas com um Tomógrafo Siemens, modelo Somaton de dois canais do hospital Luxemburgo, com técnica de exposição de 130 kV e corrente de 70 mAs, correspondente à rotina de tomografia pélvica. A pelve masculina do simulador Alderson foi posicionada em decúbito dorsal, com o raio central incidindo na superfície do simulador entre as fatias de número 32 e 33 nas direções horizontal e vertical à linha central do corpo humano. A fim de assegurar a posição da pelve do simulador na mesa para o procedimento, esse foi preso com fitas hospitalares nas extremidades das duas hastes que dão suporte as fatias do objeto. Cortes de imagem correspondentes a 2 mm de comprimento foram feitos em 198 mm de comprimento total da pelve, somando um total de 99 fatias. A Figura 19 mostra o tomógrafo, a posição do simulador na mesa do exame e o posicionamento dos detectores TL em uma fatia axial da TC.

Figura 19: Etapas de obtenção da imagem de TC do simulador Alderson. Em A: Tomógrafo Siemens, em B: Posicionamento do simulador e em C: Imagem obtida mostrando uma fatia axial com alguns TLD posicionados.



Fonte: Dados da pesquisa

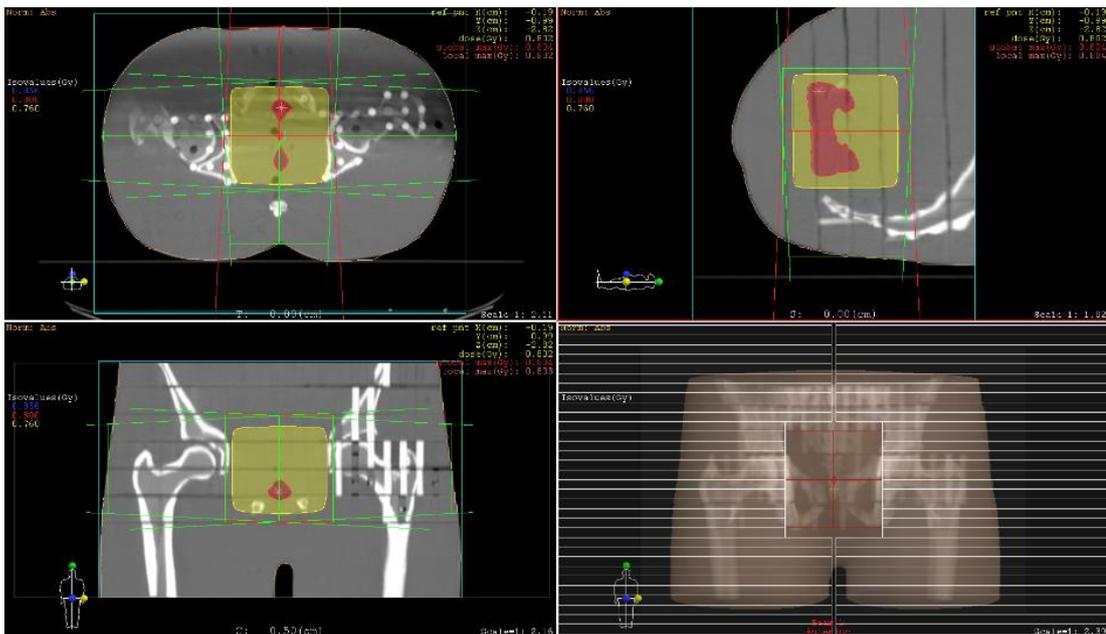
A fim de assegurar a reprodução do posicionamento do simulador durante a irradiação simulando o tratamento, foram feitas marcações à caneta com o auxílio de fitas adesivas hospitalares na superfície do simulador no mesmo local de presença do laser de marcação do tomógrafo. As imagens tomográficas no formato DICOM obtidas foram utilizadas em dois programas de planejamento do tratamento para o cálculo de dose. Os mesmos parâmetros tais como: dose, profundidade, tamanho de campo e distância fonte - eixo foram mantidos para a simulação com os sistemas de planejamento de tratamento (TPS – *Treatment Planning System*), XiO do acelerador linear e CAT3D da MEVIS Informática Médica. As imagens DICOM também foram enviadas para o grupo de pesquisa internacional MCMEG para servirem de base para as simulações e cálculos computacionais deste estudo experimental.

3.4.1 Planejamento com o Software XiO

O planejamento e simulação do tratamento foi realizado com o auxílio do *software* XiO Release, versão 5.10.03 da *Elekta*. As imagens tomográficas no formato DICOM do simulador foram utilizadas no *software* de XiO, para planejamento e cálculo de dose utilizando a técnica de radioterapia 3D conformacional. No XiO foram desenhados o volume alvo, e os órgãos de risco. O contorno do local a ser irradiado com dose máxima foi realizado e foram geradas a distribuição das curvas de isodose. Os campos de irradiação foram divididos no planejamento da próstata e os órgãos circunvizinhos foram poupados conforme recomendação dos relatórios ICRU-50 (1993), ICRU-62 (1999), ICRU-71 (2004), ICRU-78 (2007) e ICRU-83 (2010). Foi executado o planejamento padrão, com quatro campos ortogonais com 0,2 Gy por campo totalizando em uma dose de 0,8 Gy no isocentro. Os ângulos do *gantry* escolhidos foram: 0°, 90°, 180° e 270°, para os campos anterior, lateral

esquerda, posterior e lateral direita, respectivamente. Para todos os campos, o ângulo dos colimadores foi de 0° C e abertos no tamanho de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A técnica de tratamento foi isocêntrica, com o isocentro posicionado no centro geométrico do campo. A distância fonte-eixo (SAD) foi de 100 cm e a distância fonte-superfície (SSD) foi de 90.1 cm para anterior, 83.9 cm para esquerda, 90 cm para posterior e 84.1 cm para direita. O algoritmo de cálculo de dose utilizado foi o *superposition* (MURALIDHAR, 2009). A Figura 20 representa as imagens do planejamento do tratamento feito no *software* XiO – Release 5.10. São mostrados alguns dos cortes da imagem de tomografia computadorizada da pelve do simulador Alderson. Podem ser observados o tamanho de campo e o volume alvo, ou seja, a próstata, onde foi marcada a posição do isocentro. Em seguida os parâmetros de tratamento foram transferidos para o acelerador linear via sistema de registro e verificação pelo *software* *Mosaiq*® para irradiação do simulador com o TLD e filme EBT3. Estas tarefas foram executadas em etapas distintas, porém mantendo as mesmas configurações e parâmetros de tratamento.

Figura 20: Planejamento do tratamento pelo software XiO – Release 5.10



Fonte: Dados do sistema de planejamento do Hospital Luxemburgo (*Software* XiO)

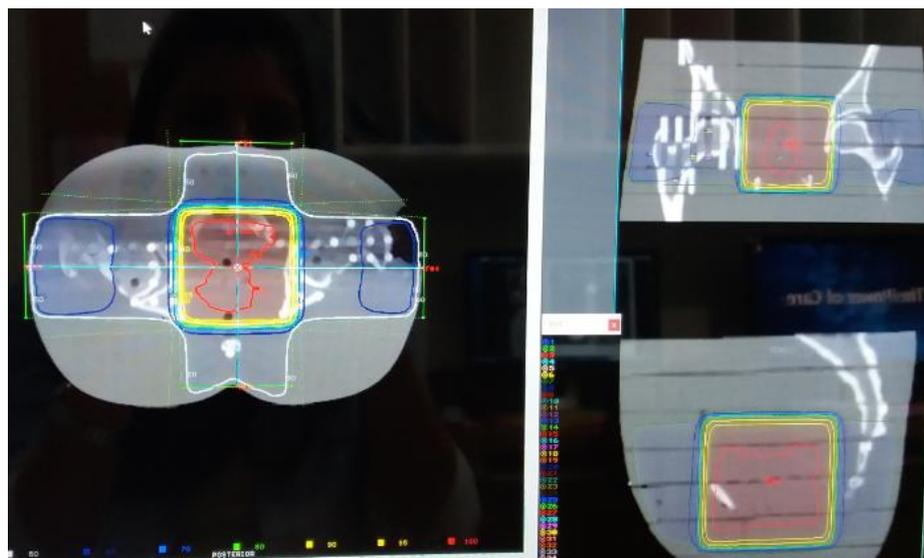
3.4.2 Planejamento com o Software CAT3D MEVIS

O *software* CAT3D da empresa MEVIS Informática Médica (MEVIS, 2018) disponibilizado pelo DEN/UFMG foi utilizado para fins de comparação com os resultados experimentais na irradiação da pelve do simulador Alderson com os detectores: TLD e filmes. Para executar esta tarefa, as imagens de tomografia computadorizada no formato DICOM

foram importadas para o CAT3D. Em seguida, foram feitos o registro e a segmentação da imagem, isto é, desenhados os contornos relacionados aos pontos de interesse referentes a cada posição dos detectores termoluminescentes visualizados em imagens de TC. Após esta etapa, foi definido o isocentro, localizado entre as fatias de número 32 e 33 da pelve do simulador Alderson. Na próxima etapa, foram especificados os parâmetros para os quatro campos, tais como, ângulos do *gantry*, tamanho de campo e peso, dose de 0,8 Gy e tipo de feixe (fótons) e energia. Todos estes parâmetros foram repetidos conforme seleção realizada no planejamento com o XiO. Os algoritmos de cálculo de dose utilizados foram diferentes entre os dois TPS: *collapsed cones convolution* no CAT3D e *o superposition* no XiO.

A Figura 21 representa o planejamento realizado com o CAT3D da MEVIS, um corte axial da imagem de TC relacionado à próstata da pelve do simulador, as regiões de interesse - ROI ou de presença dos TLD e os quatro campos de irradiação abertos em $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Figura 21: Planejamento do tratamento com o software CAT3D da MEVIS



Fonte: Dados do sistema de planejamento do Hospital São Francisco (CAT3D MEVIS)

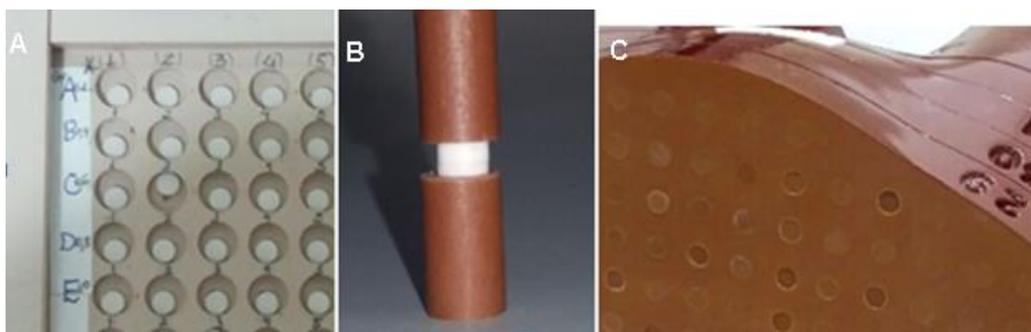
3.5 Irradiação do Simulador Alderson

Toda a prática referente a este trabalho, bem como os materiais, detectores termoluminescentes e filmes radiocrômicos foram manipulados e analisados nos laboratórios do SECDOS – CDTN/CNEN e as irradiação no Hospital Luxemburgo.

A etapa da irradiação com os detectores TL foi realizada primeiramente com a limpeza dos 138 TLD para retirada de possíveis acúmulos de cargas. Foi realizada a leitura de dose zero para obter o valor BG (*background*) presente em cada TLD. Esta etapa foi executada no

leitor RISØ, em temperatura de até 350° C à taxa de aquecimento de 5° C/s, e resolução de 350 pontos. Em seguida cada TLD foi marcado em relação à posição nas bandejas e a posição no carrossel do leitor RISØ. Desta forma foi possível associar cada TLD com sua respectiva posição dentro do simulador. Após tais procedimentos, grupos de três TLD foram inseridos em cada uma das 46 cavidades do simulador, considerando os órgãos alvo, de risco e extremidades seguindo a distribuição: 6 cavidades para a região da próstata, 10 cavidades para a região da bexiga, 8 cavidades para a região do reto, 5 cavidades para a região da cabeça femoral direita e 6 para esquerda e 11 cavidades para as extremidades sendo, laterais esquerda e direita e anterior e posterior do simulador, totalizando em 138 cristais de TLD. O arranjo experimental foi montado conforme representado na Figura 22.

Figura 22: Materiais utilizados na medida de dose absorvida na pelve do simulador Alderson. Em A. Bandeja contendo TLD posicionados, em B. Posição dos três detectores TL no centro do tarugo e em C. Pelve do simulador.



Fonte: Dados da pesquisa

A etapa da irradiação com os filmes radiocrômicos EBT3 ocorreu primeiramente com o posicionamento dos filmes nas cavidades de interesse. Foi utilizado um material correspondente ao tarugo de tecido mole do simulador antropomórfico Alderson. Uma cera vermelha (utilidades) composta basicamente por hidrocarbonetos e óleos minerais. Sua densidade se assemelha à do tecido mole, é utilizada em processos de qualidade dos setores de radioterapia em grande parte como bolus, material responsável por aumentar a dose na superfície de entrada de um campo ou compensar a falta de tecido. Este material foi útil para moldar os tarugos de encaixe nas 46 cavidades selecionadas. Cada um dos 46 moldes da cera mediu aproximadamente 6,6 mm de diâmetro e 24,7 mm de altura e foi cortado verticalmente ao meio para inserção dos filmes radiocrômicos EBT3. Tanto os filmes quanto os tarugos de cera foram envolvidos em papel filme de policloreto de vinil (PVC) e enumerados de 1 a 46 anteriormente ao posicionamento para irradiação. A Figura 23 mostra o processo de preparo dos filmes EBT3 para irradiação no simulador.

Figura 23: Processo de preparo dos filmes EBT3 para irradiação no simulador



Fonte: Dados da pesquisa

Os filmes radiocrômicos correspondentes às áreas da superfície foram posicionados a fim de avaliar dose nas entradas de campo, esses foram irradiados no mesmo momento da irradiação do simulador montado com os filmes em seu interior. O filme relacionado ao isocentro foi posicionado na região de intercessão dos quatro campos e foi usado para medir a dose entregue na região de dose máxima. Na Figura 24 é mostrado o simulador na mesa de tratamento com exibição do filme na superfície de entrada do campo anterior.

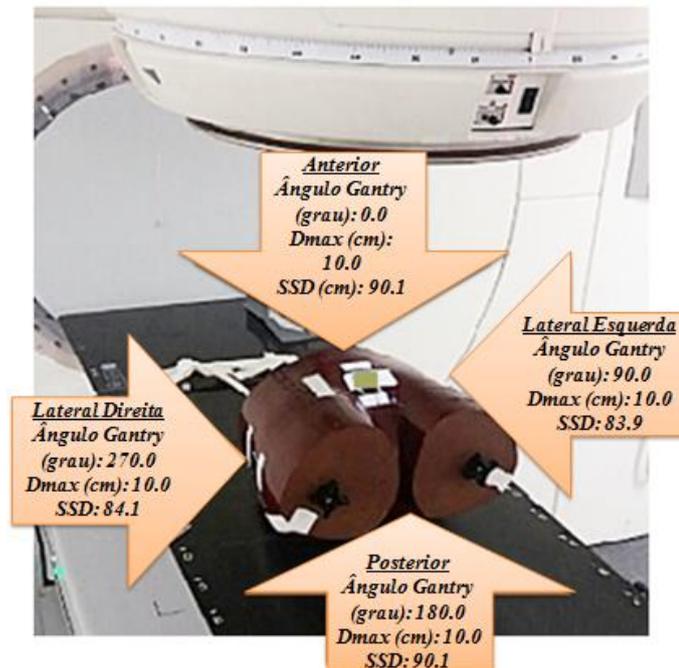
Para que não houvesse erro no posicionamento no momento da irradiação, foram seguidas as marcações feitas na superfície da pelve do simulador durante a TC. A irradiação foi realizada na posição previamente determinada. Acessórios de imobilização não foram necessários, no entanto a pelve do simulador Alderson RANDO foi posicionada de maneira que não houvesse erros do posicionamento. Fitas hospitalares foram usadas para garantir a fixação das hastes do simulador na mesa de tratamento.

A irradiação do simulador antropomórfico contendo tanto os detectores TL quanto os filmes radiocrômicos foi realizada no feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear *Elekta Precise* de 6 MV com dose de 0,8 Gy e seguiu parâmetros específicos previamente planejados no *software* XiO para o tratamento de próstata, como mostrado nas Figuras 24 e 25.

Figura 24: Posição da pelve do simulador Alderson na mesa do acelerador linear



Figura 25: Parâmetros de irradiação calculados no software XiO e utilizados na pelve do simulador Alderson



Fonte: Dados da pesquisa

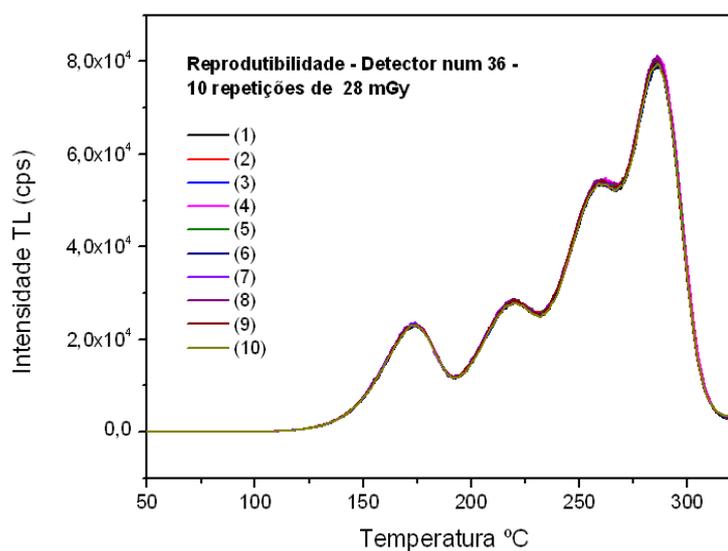
Após irradiação do TLD, esses foram levados à leitora RISØ. Antes da leitura, os picos de baixa temperatura foram removidos. A remoção dos picos indesejáveis foi feita com o uso da função de pré-aquecimento do leitor, como descrito na seção 3.1.3.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Tratamento do TLD

A homogeneidade do grupo de 48 detectores foi testada a partir da análise do coeficiente de variação. Cada detector foi irradiado e lido 10 vezes consecutivas nas mesmas condições. Os coeficientes de variação dos TLD apresentaram um desvio padrão de 1,7%. A reprodutibilidade do grupo de 48 detectores apresentou 99,8% de precisão e está representada na Figura 26. Este gráfico mostra a curva de intensidade do sinal TL do detector de número 36 irradiado e lido por 10 vezes consecutivas.

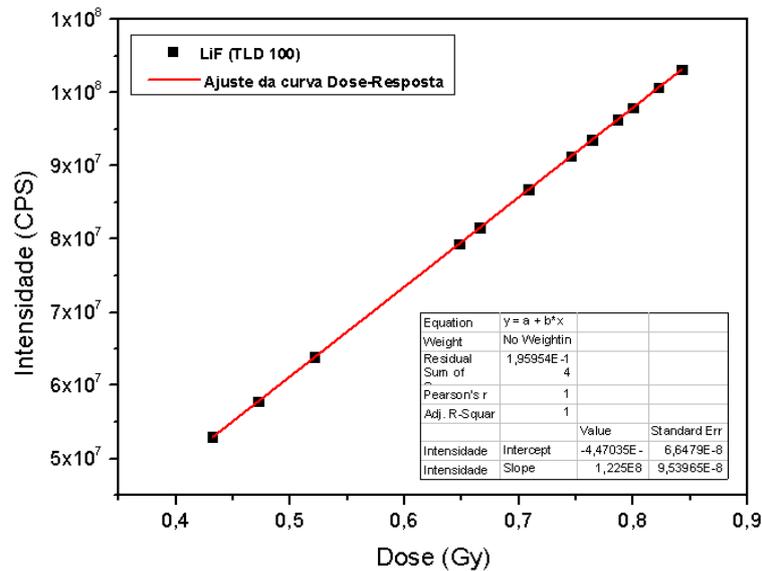
Figura 26: Resultado da repetibilidade do detector LiF:Mg,Ti



Fonte: Dados da pesquisa

A Figura 27 representa o gráfico da curva de intensidade do sinal TL em contagens por segundo em função da dose de radiação. É possível observar o comportamento linear da curva, o que demonstra uma resposta adequada do LiF:Mg,Ti para irradiação com valores de dose de até 0,8 Gy.

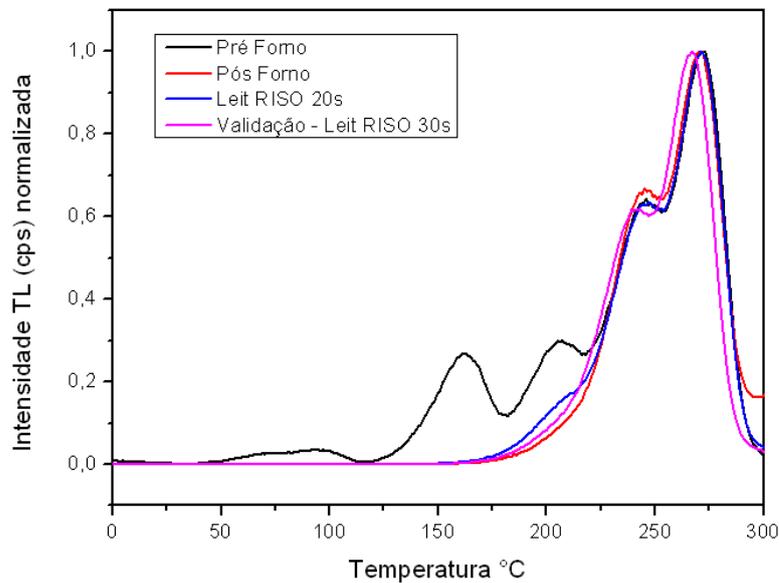
Figura 27: Linearidade dos detectores LiF:Mg,Ti na curva de dose-resposta sob irradiação no feixe de 6 MV e dose de até pouco mais de 0,8 Gy



Fonte: Dados da pesquisa

A Figura 28 representa a curva de emissão da intensidade TL do LiF. O pico que poderia influenciar a resposta dosimétrica está em preto. A sua remoção após tratamento no leitor RISØ é observada nas cores azul e magenta, e a remoção com o uso do forno é mostrada na cor vermelha. É observado que os picos de baixa temperatura foram quase totalmente removidos ao utilizar 30 segundos de patamar de rampa no leitor, parâmetro selecionável no momento da leitura, de maneira equivalente ao procedimento orientado pelo fabricante do detector. A resposta comparativa do método usado para a remoção dos picos de baixa temperatura no leitor se assemelha ao uso do forno.

Figura 28: Resultado das curvas de intensidade TL do LiF:Mg,Ti na avaliação da remoção dos picos de baixa temperatura



Fonte: Dados da pesquisa

4.2 Curva de Calibração do TLD

Os coeficientes de ajuste linear da curva foram determinados com o auxílio do *software* Originlab 2018b. Este forneceu os fatores da Equação (3) que relaciona a intensidade de sinal TL em contagens por segundo (cps) com a dose absorvida no TLD de acordo com a calibração.

$$Y = ax + b \quad (3)$$

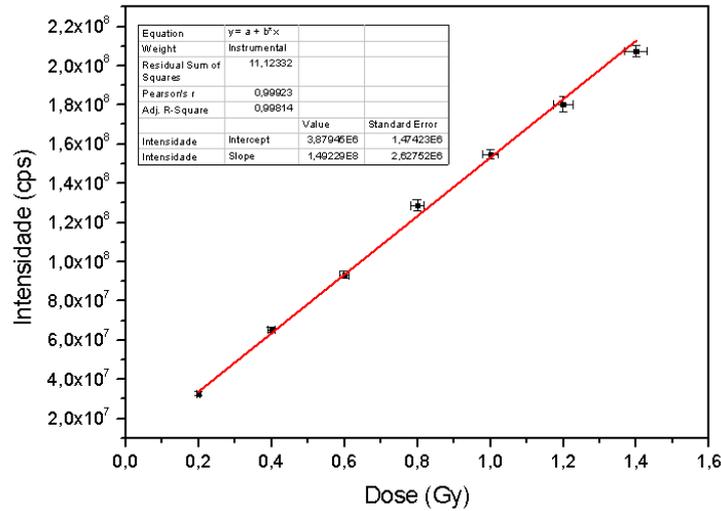
Sendo o Y a intensidade em cps, a inclinação, x a dose e b o coeficiente linear. A equação em função da dose pode ser descrita de acordo com a Equação (3):

$$X = Y - b/a \quad (4)$$

Os parâmetros de melhor ajuste da curva foram: $a = 1,49229 \times 10^8$, $b = 3,87945 \times 10^6$, com respectivos desvios padrões de $2,62752 \times 10^6$ e $1,47423 \times 10^6$ respectivamente. A determinação do *R-Square* foi de 0,99814, próximo de um, portanto observa-se um bom ajuste dos dados à curva (ORIGIN, 2011). A Figura 29 mostra a curva de calibração do TLD exposto ao feixe de fótons de 6 MV no Setor de Radioterapia do Hospital Luxemburgo. Os pontos em preto se referem à intensidade de sinal TL em contagens por

segundo em função da dose e a linha vermelha se refere ao ajuste da função obtida da curva de calibração.

Figura 29: Curva de calibração do TLD exposto ao feixe de fótons de 6 MV

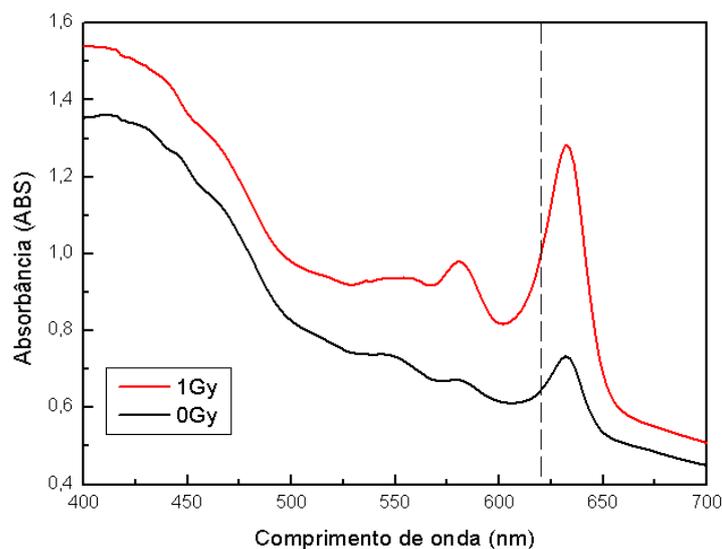


Fonte: Dados da pesquisa

4.3 Análise da Absorção do Filme EBT3

O gráfico da Figura 30 mostra o espectro de absorção do filme radiocrômico EBT3 antes e após exposição à radiação com dose de 1 Gy. Após irradiação, é notada a diferença do espectro em vermelho onde ocorre a absorção máxima próxima a 580 nm e 640 nm, sendo esta a região da faixa do vermelho no espectro visível. Isto acontece devido à radiólise dos polímeros contidos na camada ativa do filme.

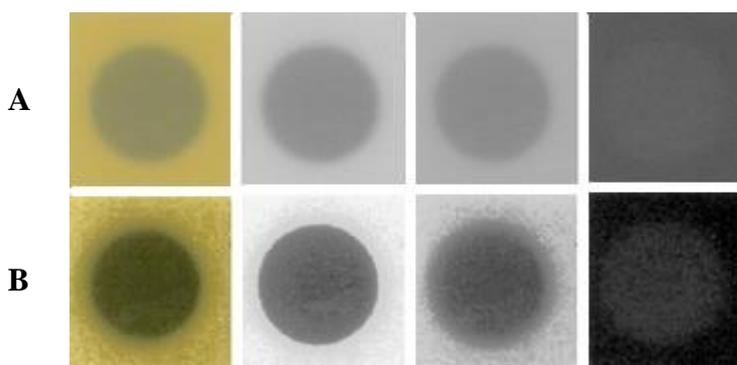
Figura 30: Espectro de absorção visível do filme EBT3 antes e após irradiação com dose de 1 Gy



Fonte: Dados da pesquisa

A Figura 31 apresenta a imagem digitalizada do filme irradiado, onde pode ser observada a separação do canal de cores RGB do filme EBT3 após exposição a 1 Gy de dose. Nesta separação é claramente observada a intensidade de cor ou maior nitidez de imagem, tanto na imagem escaneada quanto na imagem com aumento de contraste do canal de cor vermelha.

Figura 31: Imagem do filme EBT3 irradiado com dose de 1 Gy e dissociado em canais RGB. Em A. Imagem escaneada, em B. Aumento de contraste.



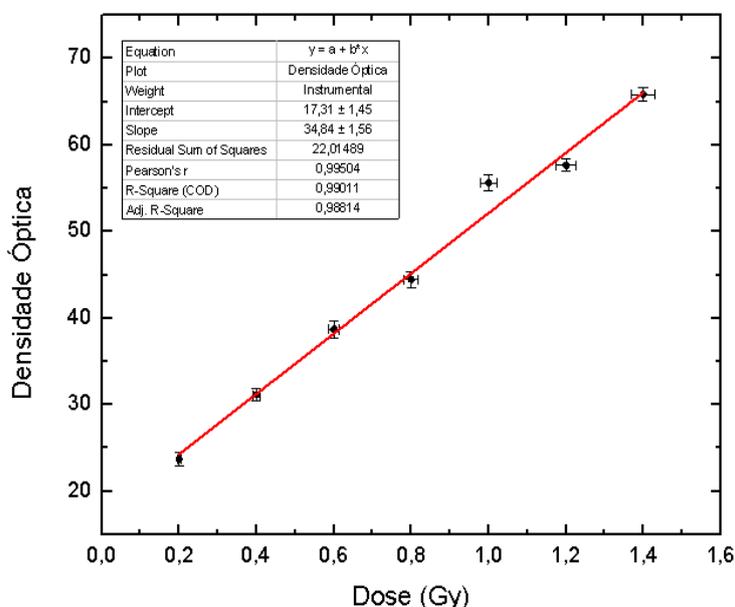
Fonte: Dados da pesquisa

4.4 Curva de Calibração do Filme EBT3

Os coeficientes de ajuste linear da curva foram determinados com o auxílio do *software* Originlab 2018b, assim como foi feito para o TLD. Este ajuste forneceu os valores dos fatores a e b da Equação (3) que relaciona a densidade óptica dos filmes de calibração

com a dose absorvida. A equação para determinação da dose também pode ser descrita conforme a Equação (4). A Figura 32 apresenta o gráfico com os valores estimados para cada parâmetro que proporcionam um melhor ajuste da curva aos dados representados pelos pontos no gráfico: $\underline{a} = 34,8409$, e $\underline{b} = 17,30885$, com respectivos desvios padrões de 1,5569 e 1,44595. Os pontos pretos se referem a densidades ópticas por valor de dose e a linha vermelha se refere ao ajuste da função para a curva de calibração. A variação da porcentagem de resposta da regressão linear, que quantifica o quão bem a equação se ajusta aos dados foi 0,98814 - *R-Square*.. Sendo o resultado ideal próximo de um, é observado que há uma boa aproximação da equação aos dados (ORIGIN, 2011).

Figura 32: Curva de calibração dos filmes EBT3



Fonte: Dados da Pesquisa

MEIRA-BELO *et al.* (2013) realizou um estudo metodológico com filmes radiocrômicos. Nesse estudo é mostrada uma curva de calibração da intensidade da cor em função da dose absorvida. É notado que os pontos iniciais da curva possuem comportamento não linear, porém se organizam de modo linear a partir de aproximadamente 0,2 Gy de dose.

4.5 Medidas de Dose Absorvida em TLD e Filmes

Após irradiação e antes da leitura dos detectores TL, ocorreu a remoção dos picos de baixa temperatura, conforme parâmetros descritos na seção 3.1.3. O procedimento foi realizado no leitor RISØ instalado no Laboratório de Dosimetria Luminescente do CDTN.

A dose absorvida medida pelo TLD foi obtida a partir da curva de calibração dos 35 detectores irradiados nas condições de referência, previamente descritas. Considerando que havia três detectores TL por cavidade e diversas cavidades por região do simulador, os valores de dose foram calculados de duas maneiras. A primeira por ponto (cavidade ou perfuração) e a segunda por região de interesse, ou seja, órgãos e extremidade. A dose na cavidade foi considerada como sendo igual à média dos valores de dose medidos em cada TLD, e a média dos valores de dose nas cavidades pertencentes a uma dada região do simulador foi definida como sendo a dose na região de interesse.

Os filmes foram digitalizados 24 horas após a exposição a fim de assegurar a estabilidade do grau de escurecimento, no *Scanner* HP modelo *Scanjet* G4050 operando no modo reflexão. O programa *IMAGE J* (2014) foi utilizado para separar as cores no RGB e obter a imagem no canal de cor vermelho para posteriormente relacionar aos valores de densidade óptica de cada filme os valores de dose medidos. Para obter a dose absorvida nos filmes, foi calculada a média das densidades ópticas de três regiões centrais de cada um dos filmes presentes nas cavidades do simulador. A partir da curva de calibração, este valor médio de densidade óptica foi então associado a um valor de dose absorvida.

4.6 Medidas de Incerteza

O cálculo de incerteza das medidas realizadas com TLD para o grupo de calibração foi baseado nos valores conhecidos da dose aplicada para obter a curva de calibração. Foi feita uma notação do valor da incerteza da medida do feixe do equipamento acelerador linear utilizado neste trabalho para cada valor de dose aplicada para elaboração da curva de calibração. A estimativa da incerteza das leituras feitas nos detectores TL foi obtida de acordo com as recomendações do Relatório de número 398 da IAEA (TRS-398). De acordo com o certificado de calibração emitido por um laboratório padrão para o dosímetro clínico utilizado na dosimetria do feixe do acelerador linear, a incerteza na dose entregue pelo feixe deste equipamento foi de 2,21%. Este valor encontra-se dentro do limite aceitável (até 2,5%) de acordo com recomendações do TRS-398. Neste trabalho o cálculo da incerteza dos valores de dose medidos no simulador está representado na Equação (8). Esta equação para o cálculo da incerteza leva em consideração uma derivada parcial da medida de dose no TLD.

$$\Delta D_s = \left| \frac{\partial D_s}{\partial V_e} \right| \Delta V_e + \left| \frac{\partial D_s}{\partial M_s} \right| \Delta M_s + \left| \frac{\partial D_s}{\partial M_c} \right| \Delta M_c \quad (5)$$

Onde D_s é a dose no simulador, M_s a dose média no simulador (cps), M_c a dose média na calibração (cps) e Ve a dose máxima ou valor esperado.

O valor da incerteza relacionada às regiões de densidade óptica foi somado ao valor do branco do filme, conforme é mostrado na Equação (9).

$$\Delta D_L = \Delta D_M + \Delta D_B \quad (6)$$

Sendo D_L a densidade óptica líquida, D_M a quantidade de medidas e D_B o branco do filme. Para calcular a incerteza dos valores de dose na irradiação dos filmes no simulador Alderson, foi utilizada a derivada parcial representada na Equação (10).

$$\Delta D_L = \left| \frac{\partial D_L}{\partial D_M} \right| \Delta D_M + \left| \frac{\partial D_L}{\partial D_B} \right| \Delta D_B \quad (7)$$

A incerteza relacionada à dose absorvida nos filmes irradiados no simulador foi calculada utilizando uma derivada parcial levando em conta as variáveis mencionadas anteriormente, conforme Equação (11):

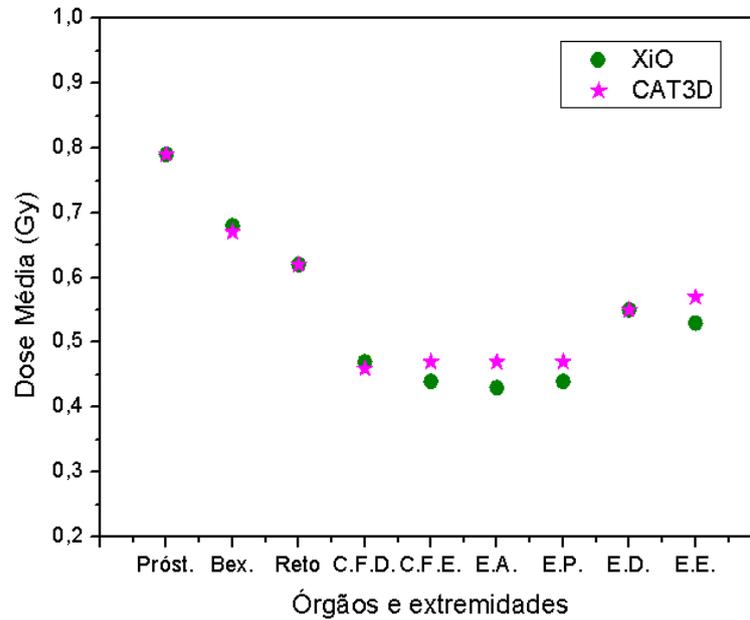
$$\Delta Dose = \left| \frac{\partial Dose}{\partial D_L} \right| \Delta D_L + \left| \frac{\partial Dose}{\partial CL} \right| \Delta CL + \left| \frac{\partial Dose}{\partial Inc} \right| \Delta Inc \quad (8)$$

$$\Delta Dose = \frac{\Delta D_L}{Inc} + \frac{\Delta CL}{Inc} + \left(\frac{D_L - CL}{Inc^2} \right) \Delta Inc$$

4.7 Resultado dos Planejamentos do Tratamento com os *software* XiO e CAT3D MEVIS

As simulações do planejamento do tratamento da próstata com os TPS XiO e CAT3D da MEVIS foram feitas com base nas imagens DICOM obtidas na tomografia computadorizada do simulador Alderson. A diferença percentual entre os valores de dose calculados com o XiO e com o CAT3D foi em média de 3,2%, sendo que a maior diferença está para a região da cabeça femoral esquerda e a menor diferença para a extremidade esquerda. A diferença encontrada nos valores de dose calculados para a próstata foi de 0,6%, para o reto 0,4 e para a extremidade direita de 0,6% conforme mostrado na Tabela 5. A Figura 33 mostra o gráfico com os valores de dose média por órgãos e regiões de extremidades. Nos órgãos como próstata, bexiga e reto os valores de dose são comparáveis nos demais pontos analisados, cabeças femorais e extremidades, nota-se leve discrepância.

Figura 33: Comparação dos resultados de dose em órgãos entre os *software* de planejamento XiO e CAT3D MEVIS

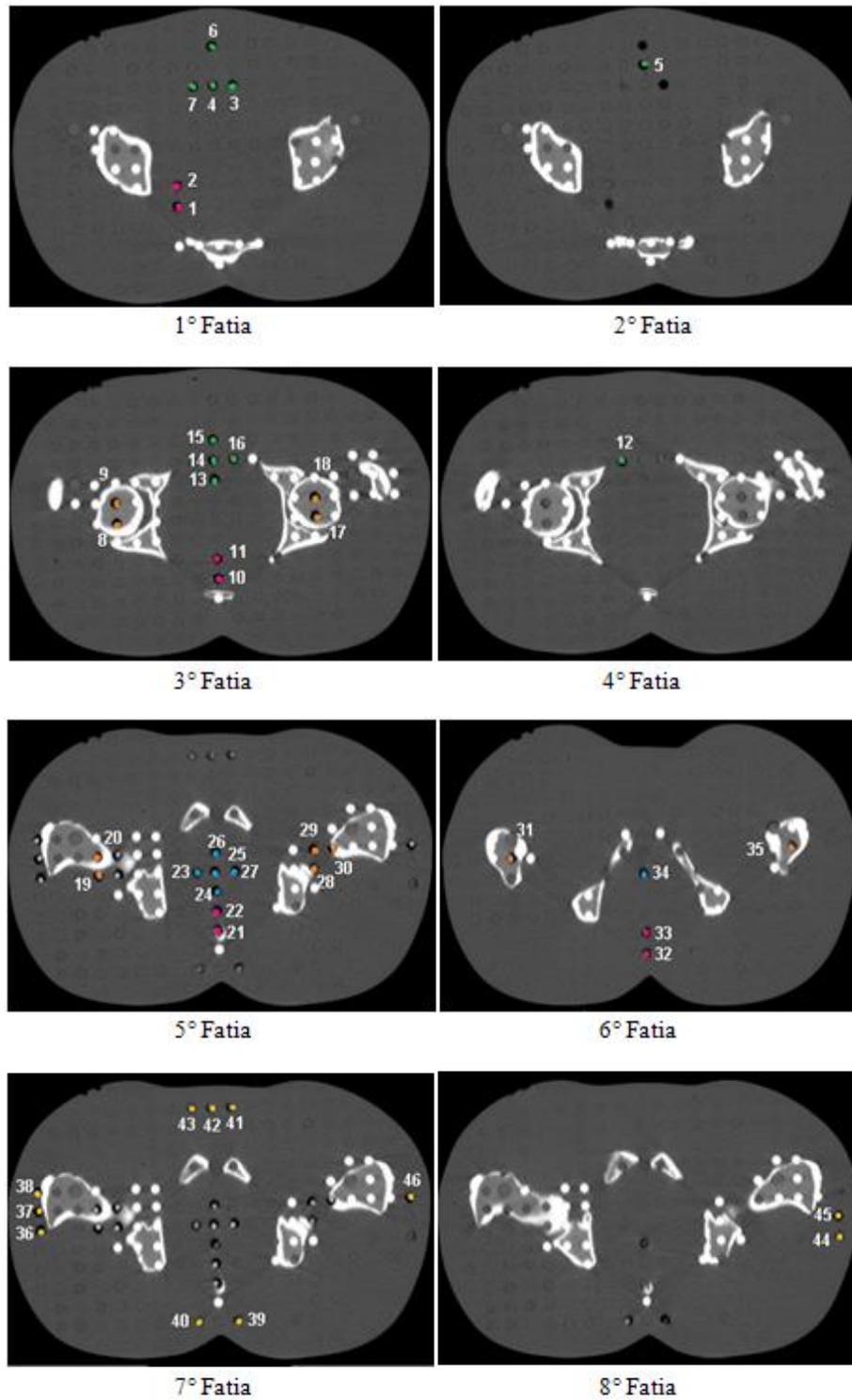


Fonte: Dados da Pesquisa

4.8 Resultados das irradiações simulando o tratamento de próstata do simulador Alderson com TLD e Filmes EBT3

A Figura 34 apresenta a distribuição dos detectores TL e filmes em oito fatias axiais da TC. No APÊNDICE A pode-se observar o resultado dos valores de dose absorvida medidos e calculados utilizando os detectores TL e os filmes radiocrômicos EBT3. Os resultados são mostrados na Tabela 5 por posição (pontos ou cavidades) e seus respectivos valores de incerteza, bem como, a diferença percentual entre os dois métodos de análise.

Figura 34: Distribuição de pontos de presença dos detectores por perfuração no simulador Alderson



Legenda

Próstata ● Bexiga ● Reto ● Cabeça do Fêmur ● Extremidades ●

Foram encontradas diferenças percentuais de até 30% ao comparar os valores de dose calculados para o TLD com os valores para o filme, para todos os pontos, indicando uma grande dispersão dos resultados encontrados. Porém, a média das diferenças encontradas é de 4% com desvio padrão de $\pm 12\%$. Das 46 posições dos detectores foi verificado que 33 posições obtiveram diferenças menores que 15% e 21 posições com valores de até 5%, o que foi considerado dentro do esperado para este tipo de medidas.

De acordo com GUIMARÃES (2015) as diferenças entre os valores de dose medidos com TLD e com Filme, em caso de radioterapia de mama masculina utilizando um simulador físico de tórax Alderson RANDO, foram de até 13%. É importante observar que neste trabalho os valores de dose calculados para o filme superestimam a dose do TLD, o que não ocorre no trabalho deste autor. Mesmo sendo um caso de tratamento radioterápico de diferentes regiões anatômicas e com tipos diferentes de detectores, é possível verificar a diferença na dose calculada a partir de medidas com TLD e filme.

Em BRADY *et al.*(2010), o mesmo tipo de filme radiocrômico e TLD foram utilizados, havendo semelhança inclusive em relação aos materiais que foram utilizados neste trabalho, como o uso de um simulador antropomórfico, porém este estudo teve como objetivo estudar um protocolo de dose em órgãos durante procedimentos de TC. Observe que estamos agora analisando protocolos diferentes, mas com o objetivo de entender as variações encontradas em nosso estudo. As diferenças encontradas pelo autor são de $45\% \pm 2\%$. Seu estudo foi realizado para a região do tórax cujas diferenças para pulmão, fígado e rins foram respectivamente, $28\% (\pm 8\%)$, $15\% (\pm 4\%)$ e $15\% (\pm 4\%)$. O autor incluiu um fator de correção para o ajuste de seus resultados chegando a 5% de diferença máxima. Artigos publicados mostram que há variações de valores de dose ao realizar estudos experimentais com diferentes tipos de detectores.

GHULAM (2010) realizou um estudo similar ao desenvolvido neste trabalho. Foi utilizada a região pélvica de um simulador Alderson RANDO, detectores TL, e filme GAFCHROMIC XR tipo T. As principais diferenças encontradas foram: filme diferente e utilização de um feixe de fótons de 9 MV de energia. Ao comparar os resultados da dose analisada neste trabalho com a dose encontrada pelo autor, não houve diferenças significativas entre os valores de dose calculados para os detectores TL e filmes.

A primeira, terceira, quinta e sexta fatias da região pélvica do simulador, conforme Figura 34, mostram as posições marcadas para o reto e representam também cabeças femorais e bexiga. As posições de números 11 e 22 pertencem ao reto e apresentaram valores de dose

próximos ou maiores do que a próstata com valores de 0,80 e 0,81 Gy calculados no TLD, similar aos valores encontrados nos filmes. Os valores de dose dos filmes, nas posições de números 1, 2, 32 e 33 que também pertencem à região do reto, foram superestimados em comparação com o TLD, com diferenças de 20, 15, 24 e 18%, respectivamente. As posições de números 10 e 21 também pertencem ao reto e não são pareados a próstata consequentemente não tiveram doses superestimadas. Em comparação aos valores de dose média encontrada nos diferentes detectores não houve diferença estatística considerável, ou seja, a diferença foi de até 4%. Foi observado que as doses encontradas nos filmes superestimaram as doses dos TLD para os órgãos próstata, bexiga e reto.

A dose absorvida no filme na posição 16 corresponde à região da bexiga de acordo com o mapa do simulador. Essa dose foi de 1,12 ($\pm 0,11$) Gy e a dose no TLD na mesma posição foi de 0,79 ($\pm 0,04$) Gy, o que corresponde a uma diferença de 30%, a maior diferença encontrada.

Nas fatias 5 e 6, as posições de números 23 ao 27 e 34 pertencem a próstata. Os valores de dose encontrados tanto para os detectores TL quanto para os filmes estão próximos do valor total de dose aplicada, isto é, 0,8 Gy. No filme, alguns pontos relacionados à próstata apresentaram valores de dose até 5% maiores do que os do TLD, exceto para a posição 34, que apresentou valor 13% maior do que o que foi encontrado para o TLD.

A bexiga foi o órgão que apresentou maiores diferenças nos valores de dose calculados para os filmes em comparação com os detectores TL. Nas posições de números 3, 5 e 6 houve variação de 4, 7, e 8%, respectivamente.

A cabeça do fêmur direita se relaciona às posições de números 8, 9, 19, 20 e 31. As duas primeiras posições apresentaram variação percentual de 1 e 4% e as outras duas, até 15%. A cabeça do fêmur esquerda, posições: 17, 18, 28 a 30, obtiveram quatro destes pontos de 1 a 5% e outros dois 16 e 17%.

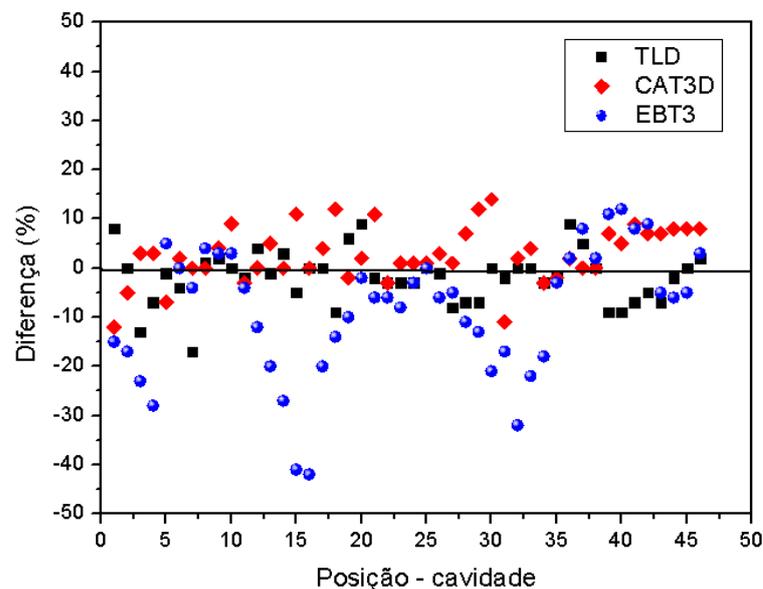
Os pontos da extremidade anterior, números 41, 42 e 43, apresentaram diferença percentual de 16, 14 e 2% comparadas entre os filmes e os TLD. As posições da extremidade posterior, de números 39 e 40 apresentaram diferenças de 22 e 24%. As posições da extremidade direita, números 39 e 40, tiveram diferença de 22 e 24%, e as posições da extremidade esquerda números 44 a 46, apresentaram diferenças menores, de 1 a 5%.

Os valores de dose máxima encontrados, considerando todas as 46 posições do TLD, foram de 0,84 Gy na próstata na posição 27, e para o filme 1,12 Gy na bexiga na posição 16.

A mínima dose medida pelo TLD foi de 0,42 Gy, encontrada na cabeça de fêmur direita, na posição 20, e para o filme foi de 0,39 Gy, extremidade posterior, nas posições de 39 e 40. A média da dose no TLD foi de 0,59 Gy e no filme 0,63 Gy. O desvio padrão encontrado nas medidas com TLD e com filme em todas as posições foram respectivamente 0,15 e 0,20 Gy. É importante observar que as incertezas para os dois tipos de detectores apresentadas no APÊNDICE A, mostram valores de máximo, mínimo, média e desvio padrão de 0,07; 0,01; 0,03 e 0,01 respectivamente para o TLD e de 0,12; 0,08; 0,10 e 0,01 para o filme. Nota-se que para as medidas realizadas com o filme radiocrômico, os valores da incerteza são mais elevados quando se compara com os valores de incerteza calculados para o TLD.

A dispersão entre as medidas realizadas em relação ao *software* de planejamento XiO estão representadas na Figura 35 onde é observado todos os 46 pontos. É mostrada a variação nos valores obtidos nos demais métodos utilizados em relação ao TPS XiO: TLD, CAT3D e EBT3 na análise da dose absorvida em cavidades da pelve do simulador Alderson.

Figura 35: Resultado das variações percentuais comparativas da média de dose absorvida por pontos em relação ao software XiO.



Fonte: Dados da pesquisa

Os próximos resultados apresentados dizem respeito à análise da dose absorvida por órgão, obtida a partir da média dos valores em todos os pontos que representam os órgãos e regiões de extremidade. A Tabela 2 mostra os valores de dose por órgãos e extremidades e as incertezas calculadas para os resultados com TLD e filmes EBT3, apresentando os valores para todos os quatro meios de análise. A Figura 36 mostra o gráfico com os resultados das

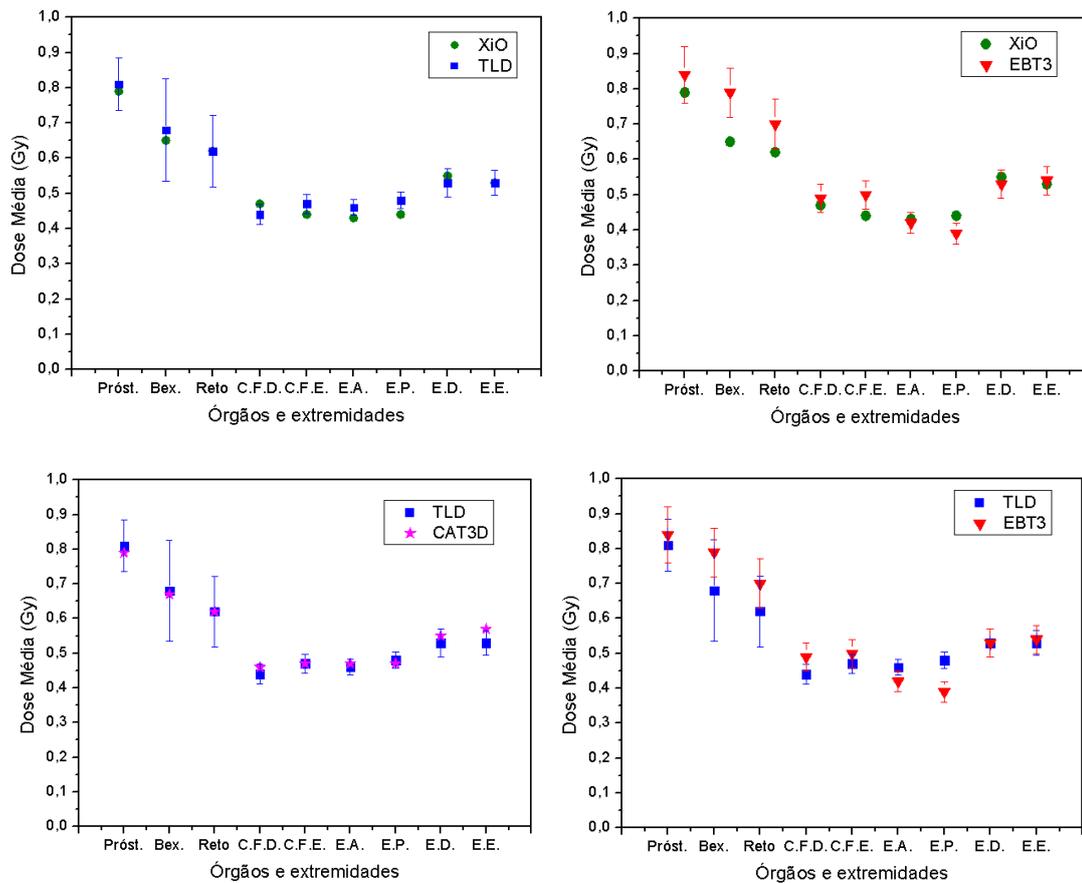
medidas de dose absorvida por órgãos e regiões de extremidade para os TPS XiO e CAT3D, e para os detectores TLD e filme.

Tabela 2: Dose média por órgãos e extremidades

Dose (Gy)	Próstata	Bexiga	Reto	Cabeça femoral Direita	Cabeça femoral Esquerda	Extrem. Anterior	Extrem. Posterior	Extrem. Direita	Extrem. Esquerda
XiO	0,79	0,68	0,62	0,47	0,44	0,43	0,44	0,55	0,56
TLD	0,81	0,68	0,62	0,44	0,47	0,46	0,48	0,53	0,53
Incerteza	0,08	0,14	0,11	0,02	0,03	0,02	0,02	0,03	0,03
CAT3D	0,79	0,67	0,62	0,46	0,47	0,47	0,47	0,55	0,57
EBT3	0,84	0,79	0,70	0,49	0,50	0,42	0,39	0,53	0,54
Incerteza	0,08	0,07	0,07	0,04	0,04	0,03	0,03	0,04	0,04

Fonte: Dados da pesquisa

Figura 36: Resultado das comparações de dose absorvida por órgãos e extremidades



Fonte: Dados da pesquisa

Na Tabela 2 foram observados maiores valores de dose para os filmes nos órgãos próstata, bexiga e reto. A dose absorvida média calculada na região da próstata é de 0,81 Gy com TLD e 0,84 Gy no filme. Foi observado que na região da próstata a dose média avaliada atingiu o esperado, ou seja, apresentou uma diferença de 1% e 5% a mais da dose total aplicada medida com detectores TL e filmes radiocrômicos EBT3 respectivamente, o que se encontra dentro do intervalo limite de - 5% a +7% permitido pela ICRU. De acordo com estes dados, os valores de dose medidos com TLD corresponderam àquelas calculadas pelos TPS XiO e CAT3D com diferença máxima de até 3%, ou seja, em ambos os TPS a dose total aplicada foi de 99%, o que não acontece com o filme, que varia em até 6%. Em um estudo realizado por OLIVEIRA (2015) utilizando os mesmos detectores TL na pelve de um simulador Alderson, foi encontrado para a próstata um valor médio de 98% da dose máxima aplicada.

A dose absorvida média calculada nos pontos da bexiga e reto foi de 0,68 e 0,62 Gy, o que corresponde a 84% e 76% da dose total planejada, respectivamente quando medidas com o TLD, e de 0,79 e 0,70 Gy, respectivamente, correspondendo a 94% e 83% da dose planejada com os TPS nas medidas realizadas com os filmes radiocrômicos EBT3. O resultado da diferença percentual de dose absorvida nestes órgãos está coerente com os resultados calculados com os dois TPS: XiO e CAT3D da MEVIS, exceto a porcentagem de dose em pontos da bexiga calculada com os filmes. SANDRINI *et al.* (2016) avaliou duas modalidades de tratamento de radioterapia de próstata, a radioterapia guiada por imagem (IGRT) e a técnica de intensidade modulada (IMRT). Nas análises realizadas para bexiga e reto a dose total absorvida nestes órgãos foi de até 57% e 52%, respectivamente. Os valores mais baixos encontrados pelo autor ao comparar seus dados com os deste trabalho podem ser explicados pelas diferentes técnicas utilizadas.

As regiões relacionadas às cabeças femorais direita e esquerda tiveram dose absorvida calculada em 0,44 e 0,47 Gy respectivamente com TLD e 0,49 e 0,50 Gy com filme. Estes resultados representam 3% e 1% de diferença dos TLD para os TPS e de 3% e 5% de diferença dos filmes para os TPS XiO e CAT3D da MEVIS nas cabeças femorais direita e esquerda, respectivamente.

As regiões relacionadas às extremidades anterior, posterior, direita e esquerda tiveram a dose absorvida calculada numa posição a 1,5 cm de distância da superfície do simulador, cujos valores de dose medidos foram de 0,46 Gy, 0,48 Gy, 0,53 Gy e 0,53 Gy com TLD e para o filme de 0,42 Gy, 0,39 Gy, 0,53 Gy e 0,54 Gy, respectivamente. Nos pontos

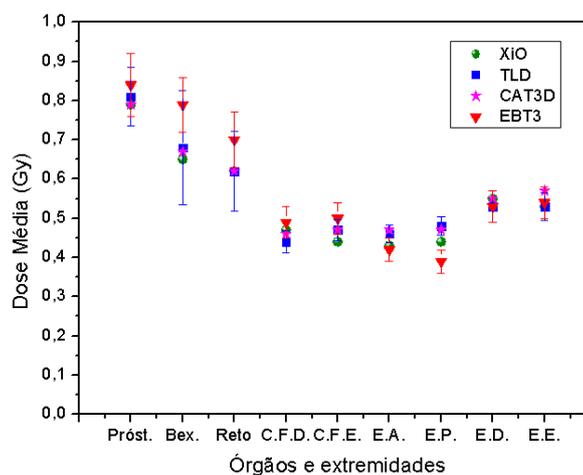
relacionados à extremidade anterior, a dose absorvida obtida correspondeu a 57% da dose total aplicada na medida com TLD e 50% da dose total aplicada na medida com filme. Nos pontos relacionados à extremidade posterior, esta diferença percentual correspondeu a 59% com TLD e 46% com filme. Os pontos relacionados às extremidades direita e esquerda apresentaram respectivamente diferenças em relação à dose total aplicada de 65% para as duas extremidades citadas anteriormente com TLD e 63% e 65% com filme.

Nota-se que os valores de dose obtidos nas regiões das extremidades medidos com filmes apresentaram resultados próximos e até menores quando comparado com os valores de dose calculados para os detectores TL. Isto não foi observado para os órgãos e cabeças femorais, onde os valores de dose foram maiores com o filme EBT3 do que com o TLD.

Os valores de incerteza calculados e mostrados na Tabela 4 para a região da próstata foi de $\pm 8\%$ tanto para TLD quanto para filme. Na bexiga e reto a incerteza foi de $\pm 14\%$ e $\pm 11\%$ respectivamente com TLD e $\pm 7\%$ para os dois órgãos com filmes. Para as outras regiões estes valores são de até 4%. Os valores de incerteza calculados para a próstata, bexiga e reto são maiores devido às posições nas quais os detectores foram colocados, possivelmente estão posicionados em regiões de borda de campo. Sabendo-se que a análise de dose medida por órgão foi obtida a partir da média de todos estes pontos, o desvio foi maior em relação às demais regiões analisadas. A Figura 34 ilustra especificamente os pontos 2, 3, 4, 7, 11 e 22 da bexiga e reto onde se localizam os pontos mais próximos à próstata.

A Figura 37 mostra o gráfico com os valores de dose absorvida por órgão e regiões de extremidade com suas respectivas incertezas, para todos os métodos de análises utilizados.

Figura 37: Resultado das medidas de dose absorvida por órgãos e regiões de extremidade



Fonte: Dados da pesquisa

A Tabela 3 mostra as diferenças encontradas em relação a todos os quatro métodos de análise: XiO e TLD, XiO e EBT3, TLD e EBT3, os TPS XiO e CAT3D e TLD e CAT3D.

Tabela 3: Variação percentual da diferença da dose absorvida média por órgãos e extremidades em relação aos quatro métodos de análise

Órgão e Extremidades	Diferença (%) XiO e TLD	Diferença (%) XiO e EBT3	Diferença (%) TLD e EBT3	Diferença (%) XiO e CAT3D	Diferença (%) TLD e CAT3D
Próstata	2,8	6,7	3,9	0,6	1,8
Bexiga	4,2	19,3	15,1	1,7	2,0
Reto	0,3	10,2	12,8	0,4	0,7
C.F.D	3	4,4	7,7	1,4	2,1
C.F.E	4,2	13,8	9,4	7,8	3,5
E.A	6,2	3,9	9,5	7,6	1,4
E.P.	9,1	11,4	18,8	6	3,1
E.D.	4,8	3,9	1,2	0,6	5,9
E.E	0	2,9	2,9	7,6	7,6

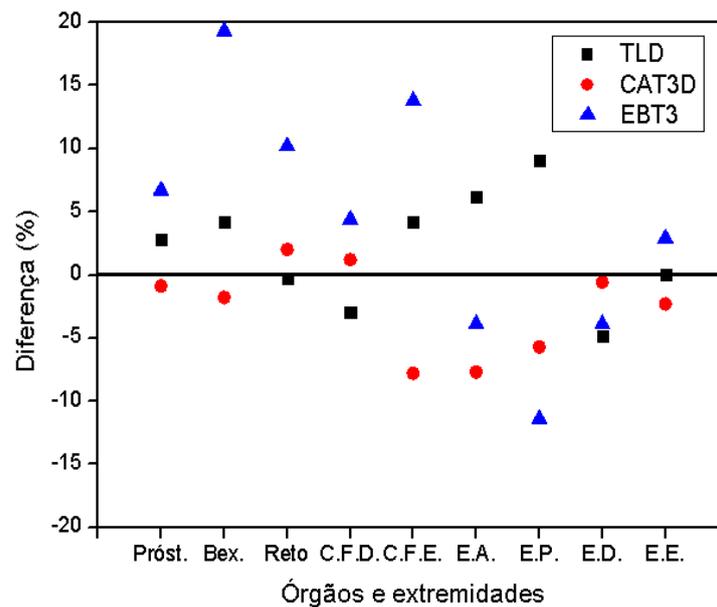
Fonte: Dados da pesquisa

Para a próstata, a menor diferença percentual encontrada foi de 0,6% entre os TPS XiO e CAT3D e de até 6,7% encontrado entre o XiO e o filme EBT3 conforme mostrado na Tabela 5 do Apêndice A. Para a bexiga, a menor diferença também foi encontrada na comparação entre os TPS no valor de 1,7% e a maior variação foi de até 19,3% encontrados na comparação entre o XiO e o filme EBT3. Para o reto, a menor variação percentual foi observada com XiO e TLD de 0,3% e maior variação entre TLD e filme EBT3 de 12,8%. A região da cabeça femoral direita mostrou variação percentual menor entre os dois TPS, de 1,4% e maior entre TLD e filme ET3, de 7,7%, enquanto a esquerda mostrou variação menor observada entre TLD e CAT3D, de 3,5% e maior entre XiO e EBT3, de 13,8%. Em relação às extremidades, a anterior apresentou menor variação entre TLD e CAT3D, de 1,4%, e maior entre TLD e filme EBT3, de 9,5%, a extremidade posterior apresentou menor e maior variação de 3,1% e 18,8% para TLD e CAT3D e TLD e filme EBT3, respectivamente. E para a extremidade direita e esquerda, a menor variação foi para os dois TPS, de 0,6% com o XiO e TLD. Enquanto as maiores variações foram observadas com o XiO e CAT3D e TLD e CAT3D, ambas com 7,6% de diferença. Em geral, para a região da extremidade esquerda com

XiO e TLD não houve diferença mensurável e na região da bexiga a variação máxima encontrada ocorreu com o XiO e filme EBT3 foi de 19,3%.

A dispersão entre todas as medidas realizadas em relação ao *software* de planejamento XiO estão representadas na Figura 38. É mostrada a variação nos valores obtidos nos demais métodos utilizados em relação ao TPS XiO: TLD, CAT3D e EBT3 na análise da dose absorvida em órgãos da pelve do simulador Alderson.

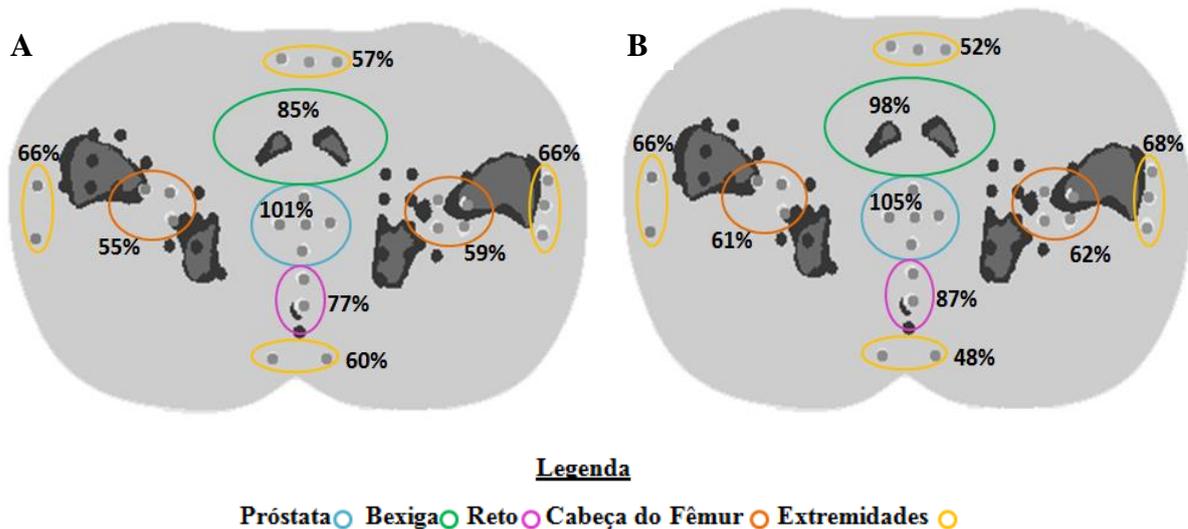
Figura 38: Resultado das variações percentuais comparativas da média de dose absorvida por órgãos e extremidades em relação ao *software* XiO



Fonte: Dados da pesquisa

O resultado relacionado à porcentagem do total da dose absorvida com os detectores, TLD e filme EBT3 nas regiões da próstata, bexiga, reto, cabeças femorais direita e esquerda e extremidades é mostrado na Figura 39. Este resultado diz respeito à dose máxima aplicada, ou seja, tendo em vista a porcentagem máxima de 100% da dose de 0,8 Gy aplicada na região da próstata com o *software* XiO.

Figura 39: Porcentagem equivalente às regiões de estudo em relação à dose máxima aplicada. Em A. Porcentagem medida com o TLD, em B. Porcentagem medida com filme EBT3.



Fonte: Dados da pesquisa

O resultado da dose absorvida obtido com os filmes EBT3 referente à região do isocentro e às entradas dos quatro campos de irradiação na superfície do simulador é mostrado na Tabela 4.

Tabela 4: Resultado da dose absorvida nos filmes EBT3 no isocentro e superfícies do simulador

Filme	Dose (Gy)
Região do isocentro	0,81 (\pm 0,11)
Superfície Anterior	0,06 (\pm 0,06)
Superfície Posterior	0,35 (\pm 0,08)
Superfície Direita	0,16 (\pm 0,06)
Superfície Esquerda	0,11 (\pm 0,06)

Fonte: Dados da pesquisa

A dose absorvida obtida com o filme de 12×12 cm na região da interseção dos quatro campos (isocentro) apresenta conformidade com a dose aplicada de $0,8 (\pm 0,11)$ Gy. As doses obtidas para a superfície, na entrada dos quatro campos estão de acordo com o esperado quando comparados com dados de literatura. Os valores encontrados representam 7%, 44%, 20% e 14% da dose total aplicada na região anterior, posterior, direita e esquerda, respectivamente. Em média, estes valores representam 21% da dose total e a média das doses obtidas nas superfícies é de 0,17 Gy. A dose encontrada na superfície posterior é a maior em

relação às demais e se iguala ao resultado obtido com TLD posicionado a 1,5 cm de profundidade em relação à superfície do simulador. Devic *et al.* (2006) usou filmes radiocrômicos para realização de medidas clínicas de dose na pele de pacientes submetidos à radioterapia. Foi determinado um procedimento de correção para estimar a dose na pele em profundidade clínica de pouco mais de 70 μm . A dose aplicada foi de 6 Gy em um feixe de 6 MV num campo de $10 \times 10\text{cm}^2$ e foi encontrado 0,53 Gy de dose na pele. Ao comparar o resultado obtido nos dois estudos, não houve proporcionalidade. Neste trabalho a dose aplicada foi de 0,8 Gy, e a dose média na superfície do simulador foi de 0,17 Gy e não 0,07 Gy. Porém, o simulador utilizado pelo autor, possui dimensões distintas do simulador Alderson RANDO utilizado neste trabalho. Estudos como estes podem ajudar nas análises dos valores encontrados neste trabalho. No estudo de Poli (2007) foi avaliada a definição de volume de planejamento do alvo e seu efeito na radioterapia. A autora destaca que a dose na superfície é menor do que a dose máxima e depende da energia do feixe e tamanho de campo e acrescenta que quanto maior for a energia do feixe, menor será a dose na superfície. De acordo com o trabalho, a dose na superfície para um feixe de 6 MV e tamanho de campo de $10 \times 10\text{cm}^2$ está entre 15 e 30% da dose máxima. Os valores de doses apresentados na Tabela 6 confirmam que a dose média na superfície encontrada neste trabalho está dentro da diferença percentual encontrada pela autora acima, ou seja, 21%.

5 CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS

O simulador físico Alderson RANDO foi utilizado para estimar as doses absorvidas no tratamento radioterápico de câncer de próstata. Foram utilizados além do simulador, detectores termoluminescentes (TLD) e filmes radiocrômicos EBT3, e para o planejamento dosimétrico do tratamento simulado, os *software* de planejamento radioterápico XiO da *Elekta* e o CAT3D da MEVIS Informática Médica. As doses entregues pontualmente no volume do órgão alvo e nas regiões adjacentes à próstata foram obtidas experimentalmente com TLD e filmes e comparadas entre si bem como, com os valores esperados de acordo com o cálculo dos *software* de planejamento. Nas análises realizadas com o TLD, os testes de homogeneidade, de reprodutibilidade e de verificação da linearidade se mostraram satisfatórios e adequados, apresentando 98,3% de homogeneidade. A reprodutibilidade da resposta dos detectores utilizados neste trabalho mostrou 99,8% de precisão. Foi observada total remoção dos picos indesejáveis através do uso da função de pré-aquecimento do leitor RISØ TL/OSL DA-20 tornando possível o uso do método nas leituras sucessivamente realizadas, em substituição ao uso do forno para este fim.

A dose média total encontrada com TLD e com filmes radiocrômicos na região do órgão alvo se encontra dentro do intervalo de -5% a +7% recomendado pela ICRU. Os filmes radiocrômicos EBT3, utilizados para calcular a dose absorvida, apresentaram doses maiores do que aquelas encontradas com TLD, exceto para regiões de extremidade, onde houve resposta contrária. Os órgãos de risco receberam doses menores em relação à dose máxima aplicada de acordo com o planejamento, exceto nos pontos da bexiga medidos com filmes. A dose na posição 16 correspondente à bexiga recebeu 30% a mais da dose máxima aplicada. As posições que representam o reto tiveram doses absorvidas maiores nos pontos de regiões próximas à próstata e menores em pontos vizinhos, mas não pareados. Os demais pontos relacionados às cabeças femorais direita e esquerda, bem como os pontos das extremidades, a 1,5 cm de profundidade da superfície do simulador apresentaram doses proporcionais e menores que a máxima aplicada. Futuras medidas de análise com o filme utilizando outros valores de dose, bem como maior número de irradiações e mesma dose pode ser realizado. Este estudo futuro ajudaria a análise e verificação do retroespalhamento no filme EBT3. Apesar da modelagem do acelerador linear *Precise* da *Elekta* não ter sido utilizada no CAT3D, os resultados obtidos provenientes de TPS com máquinas distintas foram apresentados no trabalho para fins de ilustração. A resposta relacionada à média de todas as diferenças dos TPS foi satisfatória alcançando o valor máximo de 5%, porém esta avaliação é

considerada inadequada em termos de avaliação comparativa dos resultados. Há perspectivas de obter os dados de comissionamento do *software* XiO do Hospital Luxemburgo para que seja utilizada a mesma modelagem no CAT3D a fim de obter maior coerência na comparação dos resultados.

Em geral, as diferenças variam entre 19,3% na comparação entre o TPS XiO e filme ETB3 na região da bexiga e de 0,3% na comparação entre o XiO e o TLD no reto. Em virtude do posicionamento do filme na superfície posterior do simulador, de maneira relativa ao acompanhamento das nádegas, ocorreu dose mais elevada para esta superfície em relação às demais superfícies de entrada de campo. Em geral, na comparação das doses encontradas nos TLD e filmes com os valores calculados nos dois *software* de planejamentos foi observado uma correlação interessante, mostrando que há diferenças de doses absorvidas nos dois tipos de detectores que devem ser levadas em consideração quando utilizados. As técnicas utilizadas possibilitaram estimar a distribuição de dose na irradiação da pelve masculina do simulador Alderson em um tratamento de Radioterapia Conformacional 3D. Como perspectiva futura, é necessário criar um perfil de dose para verificação do gradiente de dose e com isso criar uma metodologia para realização de dosimetria *in vivo*.

6 REFERÊNCIAS

ABRÀMOFF, Michael D.; MAGALHÃES, Paulo J.; RAM, Sunanda J. Image processing with ImageJ. **Biophotonics international**, v. 11, n. 7, p. 36-42, 2004.

ALDERSON, Stanley. **Britain in the Sixties: Housing: Stanley Alderson**. Penguin Books, 1962.

ANDREO, P. *et al.* IAEA TRS-398—Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. **International Atomic Energy Agency**, 2000.

ARAMBURU, Xavier Ortega; BISBAL, Jaume Jorba (Ed.). **Las radiaciones ionizantes: su utilización y riesgos**. Univ. Politèc. de Catalunya, 1996.

ASHLAND, K. Y. **Gafchromic radiotherapy films**. 2014. Disponível em: <https://www.ashland.com/industries/medical/medical-radiation-dosimetry/gafchromic-radiotherapy-films>. Acesso em: Dez/2018.

BAQUET, Claudia R. *et al.* Socioeconomic factors and cancer incidence among blacks and whites. **JNCI: Journal of the National Cancer Institute**, v. 83, n. 8, p. 551-557, 1991.

BASILICO, Raffaella *et al.* Planning CT: Technical Notes. In: **A Guide for Delineation of Lymph Nodal Clinical Target Volume in Radiation Therapy**. Springer, Berlin, Heidelberg, p. 39-42. 2008.

BATISTA, Bernardo José Braga. **Avaliação de dosímetros termoluminescentes para uso em radioterapia com fótons de alta energia**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. 2011.

BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. Elsevier Brasil, 2015.

BORCA, Valeria Casanova *et al.* Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 14, n. 2, p. 158-171, 2013.

BRADY, Samuel *et al.* Implementation of radiochromic film dosimetry protocol for volumetric dose assessments to various organs during diagnostic CT procedures. **Medical physics**, v. 37, n. 9, p. 4782-4792, 2010.

BRASIL. Portaria nº 102, de 3 de fevereiro de 2012. Serviço de Radioterapia de Complexo Hospitalar, Serviço de Oncologia Clínica de Complexo Hospitalar. **Diário Oficial da União**;2012.

BRUNER, Deborah W. *et al.* Preliminary patient-reported outcomes analysis of 3-dimensional radiation therapy versus intensity-modulated radiation therapy on the high-dose arm of the Radiation Therapy Oncology Group (**RTOG**) **0126 prostate cancer trial**. *Cancer*, v. 121, n. 14, p. 2422-2430, 2015.

BUTSON, Martin J. *et al.* Radiochromic film for medical radiation dosimetry. **Materials Science and Engineering: Reports**, v. 41, n. 3-5, p. 61-120, 2003.

CAMARGO, A.C. <<http://accamargo.org.br/tipos-de-cancer/prostata>>CAMARGO, 2014. Acesso em: Dez/2018

CAMERON, John R. *et al.* THERMOLUMINESCENT DOSIMETRY. 1968.

COELHO, Maria Alice Sigaud Machado; DA SILVA GUIMARÃES, Darcy. A História do Ensino no INCA. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 47, n. 4, p. 441-44, 2001

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. NE-3.06: estabelece requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia. **CNEN. DNE-43, Res. 01/90**. Diário Oficial da União, 1990.

DA ROSA, L. A. R. Dosimetria termoluminescente aplicada à física médica. **Instituto de Radioproteção e Dosimetria-CNEN**, Rio de Janeiro, 2001.

DAS, Indra J. *et al.* Validity of transition-zone dosimetry at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams. **Medical physics**, v. 17, n. 1, p. 10-16, 1990.

DELONGCHAMPS, Nicolas B.; SINGH, Amar; HAAS, Gabriel P. The role of prevalence in the diagnosis of prostate cancer. **Cancer Control**, v. 13, n. 3, p. 158-168, 2006.

DENMEADE, Samuel R.; ISAACS, John T. A history of prostate cancer treatment. **Nature Reviews Cancer**, v. 2, n. 5, p. 389, 2002.

DEVIC, Slobodan *et al.* Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications. **Medical physics**, v. 33, n. 4, p. 1116-1124, 2006.

DEVIC, Slobodan *et al.* Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. **Medical physics**, v. 32, n. 7Part1, p. 2245-2253, 2005.

DEVIC, Slobodan. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. **Physicamedica**, v. 27, n. 3, p. 122-134, 2011.

DIAS, Rodrigo Souza. Definição de margens para órgãos de risco e sua relação com complicações agudas e tardias da radioterapia conformacionada em câncer de próstata. 2011.

FATTINI, Carlo Americo; DANGELO, Jose Geraldo. **Anatomia humana básica**. In: Anatomia Humana Básica. 2002.

FURETTA, Claudio; WENG, Pao-Shan. **Operational thermoluminescence dosimetry**. World Scientific Publishing Company, 1998.

GHULAM HUSSEIN. (Comparison of Rectal Dose in Different Techniques of Prostate Cancer External-Beam Radiotherapy Based on TLD and XR Type T GAFCHROMIC (R) Film Dosimetry). In: **IRANIAN RED CRESCENT MEDICAL JOURNAL**. Mashhad university of medical sciences, 2010.

GIAMPIERO AusiliCefaroet al. **A Guide for Delineation of Lymph Nodal Clinical Target Volume in Radiation Therapy**, Spring, 2006.

GRAY, H. **Anatomy of the Human Body**. The Muscles and Fascia of the Leg. 2016.

GUIMARÃES, Nilmara Almeida. **Avaliação Dosimétrica em Teleterapia para o Tratamento de Câncer de Mama Masculina**. 2015. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

HALL, E. J.; GIACCIA, A. J. Radiobiology for the radiologist. 6 ed. Lippincott, Williams and Wilkins, Amsterdam, v. 166, p. 546, 2006.

HALPERIN, Edward C. *et al.* Principles and Practice of radiation Oncology. 2008.

HALPERIN, Edward C. *et al.* Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.

HAMM, Robert Wray; HAMM, Marianne Elizabeth (Ed.). Industrial accelerators and their applications. **World Scientific**, 2012.

HANKEY, Benjamin F. *et al.* Cancer surveillance series: interpreting trends in prostate cancer—part I: evidence of the effects of screening in recent prostate cancer incidence, mortality, and survival rates. **Journal of the National Cancer Institute**, v. 91, n. 12, p. 1017-1024, 1999.

HERR, Harry W.; CARVER, Brett. Effect of radiation-associated second malignancies on prostate cancer survival. **Urology**, v. 72, n. 5, p. 968-970, 2008.

HODGE, Kathryn K. *et al.* Random systematic versus directed ultrasound guided transrectal core biopsies of the prostate. **The Journal of urology**, v. 142, n. 1, p. 71-74, 1989.

HOWLADER, N. *et al.* SEER Cancer Statistics Review, 1975–2014. Bethesda, MD: **National Cancer Institute**. 2017.

ICRP-86. International Commission on Radiological Protection., **Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy**. Bethesda: ICRP, 2000.

IMRTCWG. INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP *et al.* Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 51, n. 4, p. 880-914, 2001.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa 2016**: Incidência de câncer no Brasil. 11: 122p. INCA 2015.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa 2018**. Rio de Janeiro: INCA; 2018. Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/estimativa/2018/estimativa-2018.pdf>. Acesso em Jul/2018.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Programa de Qualidade em Radioterapia: Relatório da viagem precursora**. Rio de Janeiro: INCA; 2000.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Radioterapia: Orientações aos Pacientes**. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//radioterapia-2010.pdf>. Acesso em: Dez/ 2018.

INTERNACIONAL SPECIALITY PRODUCTS. **Gafchromic EBT2 - self-developing film for radiotherapy dosimetry**. New Jersey: ISP, 2010.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Development of procedures for in vivo dosimetry in radiotherapy. **IAEA Human Health Report No. 8**, 2013.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students** / ed. E. B. Podgorsak; sponsored by IAEA et al. Vienna, 2005.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. TRS. 398. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. Vienna. IAEA, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. TRS-277. **Absorbed dose determination in photon and electron beams**, Vienna, 1987

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU, Report 50. **Prescribing, recording and reporting photon beam therapy**. Medical physics, v. 21, n. 6, p. 833-834, 1994.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU report 62. **Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50)**. ICRU report 62, 1999.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU report 83 prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT)-Journal of the ICRU-vol 10 no 1 2010**. Oxford University Press, 2010.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies**, ICRP 112. **Ann ICRP**, v. 39, 2009.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendation of the ICRP. **ICRP Publication 60**, Ann ICRP 21, 1991.

IZEWSKA J.; Andreo, P. The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals. **Radiotherapy and Oncology**, v. 54, n. 1, pp. 65-72. 2000.

JABERI, Raminet *al.* Evaluate Shielding Design of the Brachytherapy Unit by Using Monte Carlo Simulation Code. **Journal of Modern Physics**, v. 6, n. 07, p. 902, 2015.

JOANA, Geórgia Santos *et al.* Risk management in radiation therapy with SEVRRRA. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 6, n. 3, 2018

KELLERER, Albrecht M.; ROSSI, Harald H.A generalized formulation of dual radiation action. **Radiation research**, v. 178, n. 2, p. AV204-AV213, 2012.

KHAN, Faiz M. **The Physics of Radiation Therapy**. Lippincott, Williams & Wilkins. 2010.

KHAN, FAIZ M. **The physics of radiation therapy: mechanisms, diagnosis and management**. 3 ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

KHAN, Faiz M.; GERBI, Bruce John. **Treatment planning in radiation oncology**. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins,, 2012.

KHAN, Faiz M.; GIBBONS, John P. Khan's **The physics of radiation therapy**. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KNOLL, Glenn F. **Radiation detection and measurement**. John Wiley & Sons, 2010

KRON, T. **Applications of thermoluminescence dosimetry in medicine**. Radiation protection dosimetry, v. 85, n. 1-4, p. 333-340, 1999.

KRONZ, Joseph D. *et al.* Predicting cancer following a diagnosis of high-grade prostatic intraepithelial neoplasia on needle biopsy: data on men with more than one follow-up biopsy. **The American journal of surgical pathology**, v. 25, n. 8, p. 1079-1085, 2001.

MARTINS, M. N.; SILVA, T. F. Electron accelerators: History, applications, and perspectives. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 95, p. 78-85, 2014.

MCKEEVER, Stephen W.S. *et al.* **Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses**. 1995.

MEIRA-BELO, Luiz Cláudio; RODRIGUES, E. J. T.; GRYNBERG, S. E. Methodology for characterizing seeds under development for brachytherapy by means of radiochromic and photographic films. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 74, p. 26-30, 2013.

MEVIS. **Mevis Informática Médica** Disponível em: < <http://www.mevis.com.br/>>. Acesso em: Ago/2018.

MIJNHEER, Ben *et al.* In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Medical physics*, v. 40, n. 7, 2013.

MURALIDHAR, K.R.; MURTHY, N. P.; RAJU, A. K.; SRESTY, N. Comparativemodulated radiotherapy techniques for various sites, done on CMS XIO plannings.

NAKAMURA, Ricardo Akiyoshi *et al.* Radioterapia externa conformada 3D para o carcinoma de próstata: experiência do Instituto do Radium de Campinas com 285 pacientes. *Radiologia Brasileira*, v. 42, n. 2, p. 75-82, 2009.

NETTER FRANK, H. Atlas of human anatomy. 2011.

NETTER, Frank H. Atlas of Human Anatomy E-Book. Elsevier Health Sciences, 2017.

NIEDER, Alan M. *et al.* Radiation therapy for prostate cancer increases subsequent risk of bladder and rectal cancer: a population based cohort study. **The Journal of urology**, v. 180, n. 5, p. 2005-2010, 2008.

NIROOMAND-RAD, Azamet *et al.* Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. **Medical physics**, v. 25, n. 11, p. 2093-2115, 1998.

NISHIDAI, Takehiro *et al.* CT simulator: a new 3-D planning and simulating system for radiotherapy: Part 1. Description of system. *International Journal of Radiation Oncology• Biology• Physics*, v. 18, n. 3, p. 499-504, 1990.

OBERHOFER, Martin; SCHARMANN, A. **Applied thermoluminescence dosimetry**. Adam Hilger Ltd., 1981.

OLIVEIRA, Fernanda Lucia de. **Avaliação dosimétrica de propostas de planejamento radioterápico para tratamento de mama e próstata**. 2015. Tese de Doutorado. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Recife, 2015.

OLIVEIRA, Susana Maria Alegre de. **Otimização de esquemas terapêuticos do carcinoma da próstata envolvendo braquiterapia de baixa taxa de dose e radioterapia externa: abordagens física e radiobiológica**. 2016.

ORIGIN. Origin Lab. **Introduction to Curve Fitting**. 2011. Disponível em: <www.originlab.com/doc/Origin-Help/Interpret/Regression/Result> Acesso em: nov.2018.

PAIVA, Elenir Pereira de *et al.* Conhecimentos, atitudes e práticas acerca da detecção do câncer de próstata. 2010.

PALMANS, Hugo *et al.* Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA–AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. Medical physics, 2018.

PODGORSAK, Ervin B. *et al.* Radiation oncology physics. Vienna: International Atomic Energy Agency, p. 123-271, 2005.

POLI, Maria Esmeralda Ramos. **Definição do volume de planejamento do alvo (PTV) e seu efeito na radioterapia.** 2007. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. 2007.

PRESCRIBING, Recording; THERAPY, Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam. **ICRU Report 83.** Journal of the ICRU, v. 10, n. 1, 2010.

RAMOS, Magda Rita Castela da Cruz. **Minimizar o prolongamento do tratamento de radioterapia.** Tese de Doutorado. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa. 2014.

REYNALDO, S.R. Caracterização de um fantoma antropomórfico Alderson para avaliação de doses em exposições médicas. **XIV Congresso Brasileiro de Física Médica.** 2009.

RISØ, DTU. Guide to the RISØ TL/OSL reader. **Denmark, february, 2008.**

RODRIGUES E. J. T. **Metodologia para caracterização dosimétrica e curvas de isodoses de fontes de braquiterapia emissoras gama.** Dissertação de Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte, 2009.

RODRIGUES E. J. T. **Metodologia para caracterização dosimétrica e curvas de isodoses de fontes de braquiterapia emissoras gama.** Dissertação de Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte, 2009.

RUIJTER, Emie *et al.* Molecular genetics and epidemiology of prostate carcinoma. *Endocrine reviews*, v. 20, n. 1, p. 22-45, 1999.

SALVAJOLI, JOÃO VICTOR *et al.* **Radioterapia em oncologia.** 2 ed. São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte: ATHENEU, 2013.

SANDRINI, Emmily Santos *et al.* Análise dosimétrica da utilização diária de IGRT no tratamento de próstata com intensidade modulada. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 8, n. 3, p. 26-29, 2016.

SCAFF, Luiz AM. **Física da radioterapia**. 1997.

SCAFF, Luiz. **Física na Radioterapia: a base analógica de uma era digital**. São Paulo: Projeto Saber, 2010.

SCHABERLE, Fábio Antonio, *et al.* Introdução à física da radioterapia. **Universidade Federal de Santa Catarina–Centro de Ciências Físicas e Matemática–Departamento de Física–Disponível em: <http://server.fsc.ufsc.br/~canzian/intrort/efeitos.html>**-Acesso em, v. 12, 2000.

SILVA, C.R.E. **Estudo e desenvolvimento de métodos ópticos para avaliação de dosímetros de alumina**. Dissertação de Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte, 2016.

SOMERWIL, A.; VAN KLEFFENS, H. J. Experience with the Alderson Rando phantom. **The British journal of radiology**, v. 50, n. 592, p. 295-296, 1977

SOMERWIL, A.; VAN KLEFFENS, H. J. Experience with the Alderson Rando phantom. **The British Journal of Radiology**, v. 50, n. 592, p. 295-296, 1977.

SQUAIR P. L. **Caracterização de um Dosímetro Individual de Extremidades para Avaliação do Equivalente de Dose Pessoal, HP (0,07), em Campos de Radiações X e Gama**. Dissertação de Mestrado. Belo Horizonte. 2008.

STAMEY, Thomas A. *et al.* Prostate-specific antigen as a serum marker for adenocarcinoma of the prostate. **New England Journal of Medicine**, v. 317, n. 15, p. 909-916, 1987.

STROOM, Joep C.; HEIJMEN, Ben JM. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. **Radiotherapy and oncology**, v. 64, n. 1, p. 75-83, 2002.

TAUHATA, Luiz *et al.* **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. CBPF, 2003.

VALENTIN, Jack. ICRP Publication 86: Prevention of Accidents to Patients Undergoing Radiation Therapy. **Elsevier Health Sciences**, 2000.

VELKER, Vikram M. *et al.* Creation of RTOG compliant patient CT-atlases for automated atlas based contouring of local regional breast and high-risk prostate cancers. **Radiation Oncology**, v. 8, n. 1, p. 188, 2013.

VIANI, Gustavo Arruda et al. Higher-than-conventional radiation doses in localized prostate cancer treatment: a meta-analysis of randomized, controlled trials. **International Journal of Radiation Oncology/ Biology/ Physics**, v. 74, n. 5, p. 1405-1418, 2009.

VIEGAS, C. *et al.* Dosimetria in vivo com uso de detector termoluminescente aplicada ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço. **PQRT/INCA**. 2003.

XU, X. George; ECKERMAN, K. F. **Computational phantoms for radiation dosimetry: a 40-Year history of evolution**. Handbook of anatomical models for radiation dosimetry, v. 1, p. 3-41, 2010.

YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. Física das Radiações: interação da radiação com a matéria. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 57-67, 2009.

YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. W. S. Opticallystimulatedluminescence (OSL) dosimetry in medicine. **Physics in Medicine & Biology**, v. 53, n. 20, p. R351, 2008.

YUKIHARA, Eduardo G.; MCKEEVER, Stephen WS. **Optically stimulated luminescence: fundamentals and applications**. John Wiley& Sons, 2011.

7 APÊNDICE

7.1 APÊNDICE A

Tabela 5: Dose absorvida nos detectores TL e filmes por posição, valores de incerteza e valor percentual da diferença

Posição	Dose (Gy) TLD	Incerteza TLD (Gy) *((Gy)	Dose (Gy) Filme EBT3	Incerteza Filme (Gy)	Valor percentual da diferença (%)
1	0,70	0,04	0,88	0,12	20
2	0,76	0,01	0,89	0,10	15
3	0,72	0,05	0,79	0,10	8
4	0,65	0,07	0,78	0,10	17
5	0,43	0,03	0,41	0,09	7
6	0,43	0,03	0,41	0,08	4
7	0,76	0,02	0,68	0,10	13
8	0,47	0,03	0,45	0,09	4
9	0,44	0,03	0,44	0,08	1
10	0,47	0,02	0,46	0,08	3
11	0,80	0,04	0,82	0,11	2
12	0,76	0,04	0,89	0,10	14
13	0,77	0,04	0,91	0,11	16
14	0,77	0,03	1,01	0,11	24
15	0,68	0,04	0,92	0,11	26
16	0,79	0,04	1,12	0,11	30
17	0,45	0,03	0,54	0,09	16
18	0,47	0,02	0,49	0,09	4
19	0,45	0,02	0,53	0,09	15
20	0,42	0,04	0,47	0,09	11
21	0,48	0,03	0,50	0,09	20
22	0,81	0,03	0,83	0,10	3
23	0,80	0,03	0,85	0,10	5
24	0,81	0,04	0,81	0,011	0
25	0,79	0,04	0,79	0,10	0
26	0,79	0,03	0,83	0,10	4
27	0,84	0,04	0,82	0,10	-2

28	0,47	0,02	0,49	0,09	4
29	0,45	0,04	0,48	0,08	5
30	0,43	0,03	0,52	0,09	17
31	0,48	0,03	0,55	0,09	13
32	0,46	0,02	0,61	0,11	24
33	0,47	0,03	0,57	0,10	18
34	0,81	0,04	0,93	0,11	13
35	0,48	0,03	0,49	0,10	1
36	0,50	0,04	0,54	0,09	8
37	0,52	0,03	0,51	0,09	- 2
38	0,55	0,03	0,54	0,09	- 2
39	0,48	0,03	0,39	0,09	- 22
40	0,48	0,02	0,39	0,08	- 24
41	0,46	0,02	0,40	0,08	- 16
42	0,46	0,02	0,40	0,08	- 14
43	0,46	0,03	0,45	0,08	- 2
44	0,53	0,03	0,55	0,10	4
45	0,53	0,02	0,56	0,09	5
46	0,52	0,04	0,52	0,09	- 1
<hr/>					
Valor Máximo	0,84	0,07	1,12	0,12	30%
Valor Mínimo	0,42	0,01	0,39	0,08	-24%
Média	0,59	0,03	0,63	0,10	4%
D.P.	0,15	0,01	0,20	0,01	13%

7.2 APÊNDICE B

Nesta sessão serão apresentados trabalhos realizados ao longo do mestrado.

APÊNDICE I: Pôster apresentado no XXIII Congresso Brasileiro de Física Médica em Porto Alegre em 2018



COMPARAÇÃO COMPUTACIONAL E EXPERIMENTAL EM RADIOTERAPIA DE PRÓSTATA UTILIZANDO TLDs E UM SIMULADOR DE PELVE

Maria A. Mendes¹, Baljeet Seniwal¹, Priscila C. Santana², Lucas P. Reis², Bruno M. Mendes³, Peterson L. Squair³, Marco A. S. Lacerda⁴, Jony M. Geraldo⁴, Fernanda M. Bastos⁴, Meira-Belo, Luiz Cláudio³, Telma C. F. Fonseca⁴

¹ Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG - Belo Horizonte, Brasil.

² Faculdade de Medicina - UFMG - Belo Horizonte, Brasil.

³ Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear - CDTN - Belo Horizonte, Brasil.

⁴ Hospital Luxemburgo - Instituto Mário Penna - Belo Horizonte, Brasil.

mariaancelinamendes@hotmail.com - tcfro1@gmail.com



INTRODUÇÃO

No Brasil, são estimados 68 220 novos casos de câncer de próstata em 2018. A radioterapia é um método de tratamento médico que faz uso de radiação ionizante para destruir células tumorais. Um acelerador linear de alta energia permite o tratamento de tumores com melhor conformidade e homogeneidade de dose.

O simulador antropomórfico Alderson RANDO possui papel importante no estudo dosimétrico, pois esse permite o mapeamento detalhado dos órgãos próximos à área de irradiação. O simulador é constituído de materiais equivalentes aos tecidos humanos, diferenciando em tecido ósseo e tecido mole. Em seu interior há cavidades para inserção de detectores no qual é possível mapear diferentes órgãos e tecidos.

Os órgãos de risco (ORs) relacionados à próstata são: reto, bexiga e cabeça dos fêmures direita e esquerda. A informação da dose absorvida nos órgãos de risco é útil para garantir a qualidade dos sistemas de planejamento.

Os dosímetros termoluminescentes (TLDs) são amplamente utilizados em dosimetria para medidas de dose absorvida em diversas áreas, principalmente no setor clínico.

No presente trabalho, o fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio, de fórmula química: LiF: Mg,Ti foi utilizado para medir a dose absorvida nas regiões dos órgãos alvo e de risco.

OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é comparar os resultados da simulação de Monte Carlo (MC) com os resultados obtidos experimentalmente através do uso de TLDs e da pelve do simulador Alderson para o caso de irradiação da próstata.

MATERIAIS E MÉTODOS

No presente trabalho, foi utilizado o Acelerador Linear Clínico Elekta Precise de 6 MeV do Hospital Luxemburgo, em Belo Horizonte. O planejamento do tratamento seguiu a configuração isocêntrica para o cálculo da dose. Foi feito um planejamento padrão com quatro campos ortogonais abertos de tamanho 10 x 10 cm². Os pesos foram iguais para uma dose total de 0,8 Gy, sendo 0,2 Gy por campo.



Um total de 192 TLDs foram termicamente tratados, sendo que, 138 destes foram inseridos no simulador e os 54 restantes, utilizados para calibração. Três TLDs foram inseridos em cada uma das 46 cavidades definidas como regiões de interesse seguindo a distribuição: 19 TLDs – próstata, 30 – bexiga, 24 – reto, 15 – cabeça femoral direita, 18 – cabeça femoral esquerda e 31 – extremidades laterais esquerda e direita e anterior e posterior do simulador.

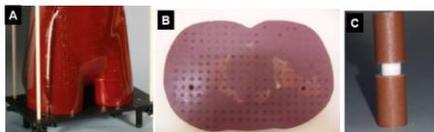


Figura 1. Simulador Antropomórfico Alderson RANDO. Em A: pelve masculina do simulador. Em B: fatia referente à próstata e órgãos de risco com detalhe da posição das cavidades de inserção de detectores. Em C: Posicionamento dos três TLDs por orifício.

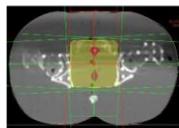


Figura 2. Campos de irradiação e volumes de tratamento em um corte axial de TC.

A leitura dos TLDs foi realizada na leitora RISØ TL/OSL[®], modelo DA-20 do Laboratório de Dosimetria Luminescente do CDTN/CNEN.

O código de Monte Carlo EGSnrc foi utilizado para a modelagem e simulação de todo o processo experimental. O espectro de energia e distribuição, de um feixe de 6 MV de um acelerador VARIAN Trilogy-Tx foi primeiramente validado com os dados de perfil de dose e dose de profundidade encontrados em literatura.

Imagens de TC do simulador foram segmentadas e modeladas utilizando o *ctcreate* do EGSnrc. Os resultados das simulações foram analisados por meio do programa MATLAB / CERR.

RESULTADOS

Após leitura dos TLDs, foi obtida a média dos três detectores de cada cavidade e em seguida a média total em cada órgão. Os resultados encontrados estão conforme segue as figuras.

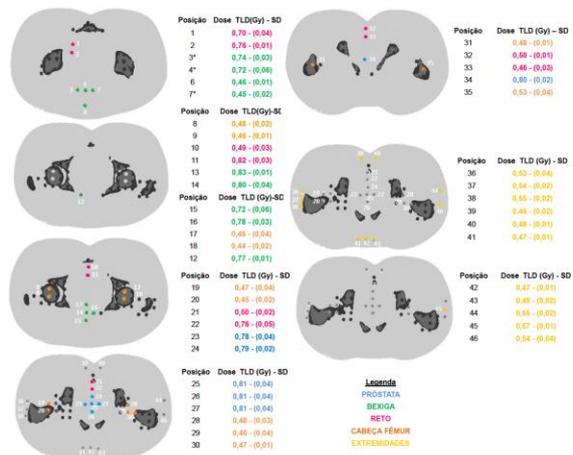


Tabela 1. Valores médios de doses experimentais por órgão em Gy.

	Próstata	Bexiga	Reto	Cab. Fêmur D.	Cab. Fêmur E.
TLD	0,80 (± 0,05)	0,70 (± 0,15)	0,62 (± 0,14)	0,46 (± 0,02)	0,47 (± 0,03)

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Os valores elevados das incertezas do reto e bexiga referem-se a posição dos TLDs em relação à borda de campo de irradiação. A comparação entre os resultados obtidos com os TLDs em cada um dos órgãos de interesse com os resultados obtidos computacionalmente ficaram dentro dos limites esperados, até 5%.

Os resultados experimentais nas extremidades laterais esquerda e direita e anterior e posterior do simulador apresentaram doses esperadas e conhecidas em literatura. Para cada uma das respectivas posições foram obtidos os seguintes valores: 0,48; 0,47; 0,54 e 0,55 Gy. Esses valores se referem a dose medida na entrada dos campos, a 1,5 cm da pele.

Quando comparados os resultados das doses computacionais para as extremidades, diferenças acima de 35% foram observadas. Essas diferenças estão relacionadas com fatores de *build-up* e equilíbrio eletrônico no qual o modelo computacional não foi previamente validado. É importante observar que estes são os resultados preliminares obtidos com o código MC EGS. Novos resultados já estão sendo analisados e serão reportados em literatura.

REFERÊNCIAS

- BRASIL, Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. José Alencar Gomes da Silva, 2018.
- ALDERSON, Stanley. Britain in the Sixties: Housing. Stanley Alderson. Penguin Books, 1962.
- MCKEEVER, Stephen WS; MOSCOVITCH, Marko; TOWNSEND, Peter David. Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses. 1995.
- Kavrakov and Rogers, 2000 Kavrakov, I., Rogers, D.W.O., 2000. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NRCC Report PIRS-701.
- Khan, F.M. and J.P. Gibbons, Khan's the physics of radiation therapy. 2014: Lippincott Williams & Wilkins.
- KLECK, Jeffrey H. et al. Anthropomorphic radiation therapy phantoms: a quantitative assessment of tissue substitutes. Medical physics, v. 17, n. 5, p. 800-806, 1990.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) ao Hospital Luxemburgo, ao Programa de Pós-Graduação do Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da UFMG e à CAPES, pela concessão da bolsa de mestrado da aluna Maria Angélica, e também às instituições FAPEMIG e CNPq pelo apoio financeiro.



APÊNDICE II: Pôster apresentado no 14th Internacional Symposium on Radiation Physics em 2018 em Córdoba – Argentina



Departamento de
Eng. Nuclear

14th International
Symposium on
Radiation Physics
Córdoba, Argentina
(October 7-11, 2018)

MCMEG: Intercomparison Exercise On Prostate Radiotherapy Dose Assessment

Fonseca T. C. F.^{1,2}, Seniwal B.², Mendes A. M.², Belo M. C. L.³, Mendes B.M.³, Paixão L.⁴, Santana P.C.⁴, Geraldo J.M.^{4,6},
Squair P.L.³, Campos T.P.^{1,2}, Antunes P.⁵, Yoriyaz H.⁵, Bastos F.⁶

¹Departamento de Engenharia Nuclear – DEN
²Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares - UFGM
³Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear – CDTN/CNEN, Belo Horizonte, Brazil
⁴Departamento de Anatomia e Imagem, Faculdade de Medicina - UFGM
⁵Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares CNEN – SP Brazil
⁶Hospital Luxemburgo, Belo Horizonte, Brazil

INTRODUCTION

To improve Monte Carlo (MC) community skills on computational simulations to solve problems in Medical Physics could be a necessity. The **Monte Carlo Modelling Expert Group (MCMEG)** is an expert network specializing in MC radiation transport modelling and simulation applied to the radiation protection and dosimetry research fields. In 2016, the group published its first inter-comparison exercise to model and simulate a 6 MV LINAC photon beam using different MC codes [1]. The intercomparison exercise demonstrated its relevance by showing the influence of different modeling approaches, different MC codes, on the results.

Radiation therapy is very important in cancer treatment. It is generally used as a primary mode of treatment or combined with surgery and chemotherapy to improve its outcomes. In order to carry out the treatment in an efficient way, many factors must be considered, one of these is to make sure that treatment is delivering what is planned. Radiation dosimetry and patient specific quality assurance plays very important role in accurate radiotherapy treatment. To perform these quality assurance various tools and dosimeters are available in the market and the Thermoluminescent Dosimeter (TLD) is one of them. Taking into account the importance of radiation therapy, TLD dosimetry and use of Monte Carlo (MC) methods in the field of radiation therapy, the MCMEG group decided to conduct a intercomparison exercise. In 2017, the MCMEG launched its second intercomparison exercise for modelling and simulating a case of prostate radiotherapy protocol. This intercomparison was launched with aim to obtain the dose distribution in the target volume and at the neighboring organs when similar treatment plan is generated using different Monte Carlo codes, commercial treatment planning system and finally comparing them with experimental results using TLD doses. Four groups participated in this exercise and they used different MC codes. Group 1 (IPEN) and Group 2 (DEN.UFGM) used MCNP6 [2]; Group 3 used EGS++ [3] whereas Group 4 used BEAMnrc/DOSXYZnrc/EGSnrc (2017) [4,5].

MATERIAL AND METHODS

RESULTS

Experimental Apparatus

The TLD (LiF: Mg,Ti) dosimetry was done at the Radiotherapy Section of the Hospital Luxemburgo (HL), BH-MG, Brazil, using 6MV photon beam from the linear accelerator (LINAC) Elekta Precise. TLDs were placed into the Rando Phantom in the pelvis region covering all the organs of interest: the urinary bladder, rectum and femur (right and left) as well as target volume, the prostate. (Figure 1) shows anthropomorphic rando phantom of pelvic region, a slice of rando phantom and setup used for positioning of the TLDs inside the cavities. A simple four field treatment plan (gantry angles (0, 90, 180, 270 degree) of 10 X 10 cm² field size was generated using the Xio treatment planning system prescribing 0.8 Gy to the target (prostate) using superposition dose calculation algorithm.

Computational Modeling

The voxelized rando phantom was developed from the CT images of the phantom (female) of pelvic region with the help of semi-automatic segmentation process. The images were segmented semi-automatically with ImageJ® software. As CT images generally show resolutions higher than necessary for the simulations, ImageJ® was used to reduce the resolution of the model [6]. All the groups agreed to model radiation source as a point source emitting 6 MV photon beam spectrum. This spectrum was taken from the MCMEG previous publication [1]. Four groups from different institution participated in this intercomparison exercise. All the necessary information was provided to the groups. The elemental composition of the TLDs was used in the intercomparison.

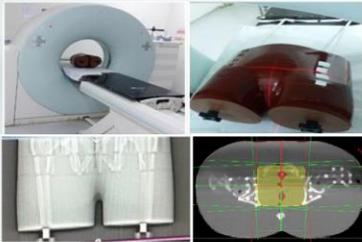


Figure 1: CT of the male pelvic anthropomorphic Rando phantom and the four field treatment plan.

The results were obtained in two formats. First, we considered a group of TLDs as a representative to different organs and other was considering the each TLD individually. The results obtained from first method showed large variation with respect to experimental results. The number of TLDs used for different organs were 6 in prostate the target organ, 10 in bladder, 8 in rectum, 7 in left femur, 6 in left femur, 3 in anterior extremities, 3 in posterior extremities, 3 in left extremities and 2 TLDs were placed in right extremities (Table 1). The large percent variations were observed in this analysis.

Second, the analyze of the TLDs results was performed individually whose idea was to search for the reason of such variations. Figure 2. shows the results obtained when TLD doses were analyzed individually. Unfortunately due to the limitation of time Group 3 (EGS++) was not able to participate in this analysis.

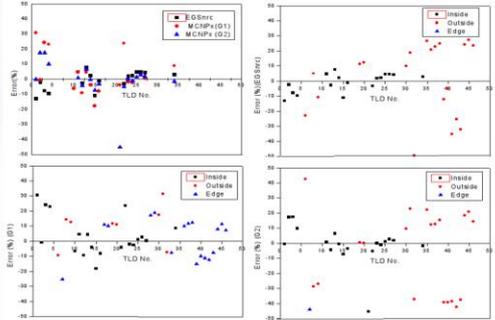


Figure 2: Comparison of % variation obtained by different MC simulation groups with respect of TLD doses. Inside, Outside and Edge represents the TLDs placed inside, outside or at the edge of radiation fields.

	Prostate	Bladder	Rectum	Left Femur	Right Femur	Anterior Extremities	Posterior Extremities	Left Extremities	Right Extremities
TLD (Gy)	0.8	0.7	0.62	0.46	0.47	0.48	0.47	0.54	0.55
G-1 (MCNP-IPEN) (Gy)	0.8	0.69	0.58	0.40	0.37	0.53	0.54	0.49	0.51
G-2 (MCNP-UFGM)	0.8	0.64	0.74	0.53	0.64	0.67	0.46	0.47	0.66
G-3 EGSnc (EGS++)	0.8	0.67	0.67	0.41	0.39	0.52	0.52	0.47	0.49
G-4 EGSnc (BEAMnrc/DOSXYZnrc)	0.8	0.81	0.80	0.66	0.47	0.79	0.5	0.44	0.42

Table 1: The results obtained when a group of TLDs were used as a representative of different organs.

CONCLUSIONS

Dose estimates in the organs were obtained from the calculated doses in the TLDs located in the respective organs. For this it was assumed that the total dose in the TLDs located in a organ is representative of the dose in this organ. This assumption assumes that the dose is homogenous throughout the organ volume. The larger the organ this assumption becomes less true. The number of TLDs in the organ, as well as their locations in organ volume are also factors that affect the validity of the above assumption. It should therefore be noted that depending on the validity or otherwise of the assumption assumed, the doses in the TLDs may or may not dose in the organs.

Join the MCMEG -> Monte_Carlo_Modelling_Expert_Group -> groups.google.com

REFERENCES

[1] Fonseca TC, Mendes BM, Lacerda MCMEG: Simulations of both PDD and TPR for 6MV LINAC photon beam using different MC codes. Radiat. Phys Chem 2017;140:396-391.
 rda MA, Silva LA, Paixão L, Bastos FM, et al. [2] Goorley, T., James, M., Booth, T., Brown, F., Bull, J., Cox, L.J., Durkee, J., Elson, J., Fensin, M., Forster, R.A., Hendricks, J., Hughes, H.G., Johns, R., Kiedrowski, B., Martz, R., Mashnik, S., McKinney, G., Pelowitz, D., Prael, R., Sweazy, J., Waters, L., Wilcox, T., Zukauskas, T., 2012. Initial MCNP6 release overview. Radiat. Transp. Prot. 180 (3), 298–315.
 [3] Kawrakow, I., Mainegra-Hing, E., Tessier, F., Walters, B.R.B., 2009. The EGSnrc C++ class library. NRC Report PIRS-898 (rev A).
 [4] D.W.O. Rogers, B. Walters, I. Kawrakow. BEAMnrc User Manual, National Research Council of Canada, Ottawa & Canada (2017).
 [5] D.W.O. Rogers, B. Walters, I. Kawrakow. DOSXYZnrc User Manual, National Research Council of Canada, Ottawa & Canada (2017).
 [6] Mendes BM, Almeida IG, Trindade BM, Campos TPR. A female voxel phantom for radiopharmaceuticals internal dosimetry. In: 4th international nuclear chemistry congress. Maresias, Brasil; 2014. 317-317-8.

ACKNOWLEDGMENTS

Acknowledgments: This work was supported by CAPES. Research project developed with support of LN/IRD and thanks to the Programa Institucional de Auxílio à pesquisa de Doutores Recém-Contratados da UFGM.

APÊNDICE III: Pôster apresentado na IV Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações (IV SENCIR) em 2018



IV SENCIR

Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações
6 a 8 de novembro de 2018
Escola de Engenharia - UFMG



PROCESSO DE PREPARO DE UM SISTEMA DE DOSIMETRIA PARA ANÁLISE DA DOSE ABSORVIDA NA PELLE DE UM SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO MASCULINO

MENDES, Maria Angelina¹; SQUAIR, Peterson Lima²; ALONSO, Thêssa C.²; MEIRA-BELO, Luiz Cláudio²; FONSECA, T. C. FERREIRA¹

¹ Departamento de Engenharia Nuclear – DEN - Universidade Federal de Minas Gerais
² Seção de Dosimetria das Radiações – SECODOS - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear -CDTN

ABSTRACT

O detector termoluminescente (TLD-100) de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) é o mais utilizado em medidas de dose clínica, tendo um papel importante na dosimetria por responder invariavelmente com doses de até 1 Gy. A calibração dos TLDs ocorre através da comparação da resposta do dosímetro irradiado nas condições de referência com a resposta dos dosímetros irradiados no experimento com um simulador antropomórfico. Este trabalho tem como objetivo apresentar o preparo dos detectores e a calibração dos mesmos a fim de garantir a confiabilidade do sistema de medida.

INTRODUÇÃO

A dosimetria in vivo com materiais termoluminescentes é bastante utilizada em Radioterapia e vem crescendo devido ao seu respectivo uso nos processos de controle de qualidade. Dentre diversos objetos utilizados para a medida de dose, destaca-se o detector termoluminescente (TLD) [1]. A medida de dose no TLD é determinada através da comparação da resposta do detector de medida com a de outro detector de referência irradiado nas condições de referência [2].

O fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio – LiF:Mg,Ti possui extrema sensibilidade e excelente confiabilidade. Nos sólidos, a dosimetria termoluminescente consiste na emissão de luz através do calor recebido pelo TLD após este ter sido exposto à radiação ionizante [3].

O detector LiF apresenta diversas picos em sua curva de emissão termoluminescente e segundo seu uso, tratamentos térmicos específicos são realizados para eliminar os picos menos estáveis que podem interferir na reprodutibilidade de respostas dos detectores [3]. Quando aquecidos, os picos evidentes em temperatura inferior a 200 °C devem ser eliminados de modo que não haja influência na resposta dosímetros durante a realização da leitura. Ao iniciar o trabalho com TLDs, testes de homogeneidade e reprodutibilidade são realizados para avaliar a dispersão dos resultados e variação da resposta individual sob as mesmas condições de irradiação e leitura [4,5].

No presente trabalho, serão apresentadas as respostas obtidas através da comparação dos resultados da calibração dos detectores LiF e a medida de dose no volume-alvo de um simulador. Foi utilizado o feixe de fótons do acelerador linear de 6 MeV no hospital Luxemburgo em Belo Horizonte com a técnica acidentária para fins de comparação da resposta em condições de referência.

Cálculo da incerteza da medida de dose

A incerteza da medida de dose no TLD foi calculada a partir da incerteza da dosimetria do feixe presente no certificado de calibração, calculada em 2,2 1%.

A dose máxima ou valor esperado é $V_0 = 0,5 \text{ Gy}$. A taxa de contagem medida nos TLDs referente ao isocentro do volume-alvo foi $0,81 \times 10^7 \text{ CPS}$ e a dose medida referente à calibração foi $0,80 \times 10^7$.

O cálculo da incerteza está representado na Eq. 1, essa equação foi utilizada para o cálculo da incerteza que leva em consideração uma derivada parcial da medida no TLD.

$$\Delta D_e = \left(\frac{\partial D_e}{\partial V_0} \right) \Delta V_0 + \left(\frac{\partial D_e}{\partial M_c} \right) \Delta M_c + \left(\frac{\partial D_e}{\partial M_e} \right) \Delta M_e \quad \text{Eq. 1}$$

Onde D_e é a dose no simulador, M_e a dose medida no simulador, M_c a dose medida na calibração e V_0 a dose máxima ou valor esperado.

RESULTADOS

O resultado do teste de homogeneidade realizado com o grupo de 45 detectores do mesmo lote dos demais utilizados no trabalho apresentou desvio padrão de 1,7%. A reprodutibilidade do mesmo grupo de detectores está representada na Fig. 2.

A Fig. 2 mostra total remoção ao utilizar 30 segundos da patamar de rampa na leitura R500 e se igualou ao procedimento orientado pelo fabricante do detector.

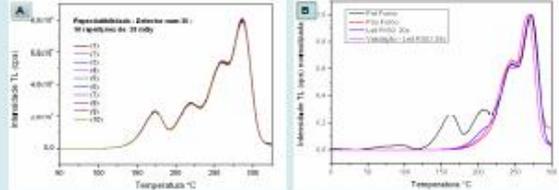


Fig. 2 - A: Reprodutibilidade de um TLD na avaliação da resposta sob 10 repetições de irradiação e leitura em mesmas condições e em B. Resultado das curvas de intensidade TL do LiF:Mg,Ti na avaliação da remoção dos picos de baixa temperatura.

A Tab.1 apresenta o resultado da média encontrada nas medidas de dose dos TLDs calibrados e iguais referentes à dose absorvida no simulador de pele.

	Calibração	Medida
CPS (Leitura R500)	$0,80 \times 10^7$	$0,81 \times 10^7$
Dose (Gy)	0,5	0,501

CONCLUSÃO

Os testes previamente realizados, de homogeneidade, reprodutibilidade e de verificação da linearidade os resultados apresentados são satisfatórios e adequados, sendo os detectores 100% homogêneos. A reprodutibilidade da resposta dos detectores utilizados neste trabalho mostrou 100% de precisão entre os resultados de medida. Foi observada total remoção dos picos indesejáveis através do uso da função de pré-aquecimento da leitura R500 TLD/SL. A comparação da calibração dos TLDs com a medida de dose no isocentro (volume-alvo) do simulador apresentou diferença de 0,1%. Esse valor é considerado desprezível e mostra que a medida da dose no simulador é igual às medidas realizadas em condições de referência.

REFERÊNCIAS

1. CUNEPA, Normas/Licença de "Avaliação dosimetria de propagação de planejamento radiológico para tratamento de mama e próstata" (2015)
2. IAEA, Claudio Castel Branco, "Tratado In Vivo com uso de detectores termoluminescentes e termoluminescentes aplicados ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço" (2003)
3. McKeever, Stephen W.S. "Thermoluminescence of Solids", Vol. 3, Cambridge University Press, 1998.
4. McKeever, Stephen W.S., Mitsu Masuda, and Peter David Townsend. "Thermoluminescence dosimetry materials: properties and use." (1989).
5. Souza R. L. "Caracterização de um Dosímetro Individual de Referência para Avaliação de Dose Prescrita em Campos de Radioterapia e Cirurgia (Feixe de Fótons) do Hospital Luxemburgo Hospital Acadêmico de Análises, 2008. Belo Horizonte (2008).
6. IAEA/CNRS, Pedro et al. "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water." IAEA/WHO, v. 50B, 2000.

AGRADECIMENTOS

Infraestrutura do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), Grupo de Trabalho MOMEQ, Hospital Luxemburgo, Programa de Pós-Graduação, Instituições Financiadoras – CAPES - FAPEMIG, CNPQ.

APOIO E PATROCÍNIO:

