AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**APLICAÇÃO DAS TÉCNICAS DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE (TL) E
LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) NA DETERMINAÇÃO DE
CURVAS DE ISODOSE EM UMA SIMULAÇÃO DE TRATAMENTO DE CÂNCER PELA
TÉCNICA DE RADIOTERAPIA EM ARCO MODULADO VOLUMÉTRICO - VMAT**

Amanda Bravim

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

**Profa. Dra. Letícia Lucente Campos
Rodrigues**

**São Paulo
2015**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**APLICAÇÃO DAS TÉCNICAS DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE (TL) E
LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) NA DETERMINAÇÃO DE
CURVAS DE ISODOSE EM UMA SIMULAÇÃO DE TRATAMENTO DE CÂNCER PELA
TÉCNICA DE RADIOTERAPIA EM ARCO MODULADO VOLUMÉTRICO - VMAT**

Amanda Bravim

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Aplicações**

Orientadora:
**Profa. Dra. Letícia Lucente Campos
Rodrigues**

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2015

À Deus, força maior responsável por tudo.

*Ao meu marido Guto, meus pais Sueli e Ademir,
meu irmão Guilherme e meus avós Eurides e Benedito.*

*“A menos que modifiquemos a nossa
maneira de pensar, não seremos capazes
de resolver os problemas causados pela forma
como nos acostumamos a ver o mundo.”*

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora e madrinha, Dra. Letícia L. C. Rodrigues, pelos anos de convivência, pelo apoio, pela confiança em mim depositada e, principalmente, por todo ensinamento que levarei para toda a minha vida. Obrigada pela amizade e por todos os momentos juntas.

Ao IPEN, na pessoa do Sr. Superintendente Dr. José Carlos Bressiani, pela oportunidade de executar este trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela bolsa de doutorado que permitiu a minha dedicação exclusiva a esse trabalho de pesquisa.

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela amizade e disponibilidade durante toda a realização desse trabalho.

Ao Dr. José Carlos da Cruz, físico chefe do Setor de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein, por autorizar as irradiações e ao físico Roberto K. Sakuraba pela disponibilidade, pelas dicas, sugestões e auxílio durante as irradiações.

Ao meu marido Guto, pela paciência e incentivo. Ter você ao meu lado fez com que o caminho até aqui ficasse mais leve e eu pudesse acreditar que eu seria capaz! Obrigada pelo companheirismo, pelo apoio e principalmente pelo seu amor.

Aos meus pais, Ademir e Sueli, que sempre batalharam para que eu pudesse ser quem sou e chegar até onde cheguei. Sempre serão exemplos para mim de persistência e força de vontade. Obrigada por nunca deixarem eu desistir.

Ao meu irmão Guilherme, além de irmão, amigo. Tudo o que eu faço tem como objetivo te servir como exemplo e peço a Deus que nunca falhe! Meu amor por você é incondicional.

À minha cunhada Etiene e sobrinha Helena, vocês foram uma ótima surpresa em nossas vidas. Obrigada pela amizade, companheirismo e por todas as palavras de incentivo sempre.

Aos meus avós, Benedito e Eurides, por toda preocupação e carinho. Meu coração ficava apertado por estar longe de vocês, mas Deus sempre esteve conosco para que todos os reencontros fossem possíveis.

A toda a minha família, por colaborarem, cada qual da sua maneira, para a conclusão desse trabalho.

Aos meus novos e velhos amigos de Botucatu, vocês foram fundamentais para que eu conseguisse ficar longe. A certeza de que vocês estariam sempre ao meu lado fez com que as semanas passassem cada vez mais rápido. Obrigada por entenderem e aceitarem viver uma amizade de final de semana.

Aos amigos de São Paulo, poucos porém amados. O tempo afunila e nos apresenta novas relações. Amigos que não verei mais, por enquanto, no dia a dia, mas que levarei para sempre comigo.

A todos da GMR-IPEN que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

APLICAÇÃO DAS TÉCNICAS DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE (TL) E LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) NA DETERMINAÇÃO DE CURVAS DE ISODOSE EM UMA SIMULAÇÃO DE TRATAMENTO DE CÂNCER PELA TÉCNICA DE RADIOTERAPIA EM ARCO MODULADO VOLUMÉTRICO - VMAT

Amanda Bravim

RESUMO

A Radioterapia em Arco Modulado Volumétrico (VMAT) é uma técnica avançada de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). Esse avanço na técnica é devido à rotação contínua do gantry juntamente com a modulação do feixe de radiação proporcionando um tempo menor no tratamento do paciente. O objetivo desse trabalho é a verificação de curvas de isodose em uma simulação de um tratamento de vértebra com proteção de medula espinhal utilizando as técnicas de dosimetria termoluminescente (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL) e os dosímetros de LiF:Mg,Ti (TLD-100), CaSO₄:Dy e Al₂O₃:C e microdosímetros de LiF:Mg,Ti (TLD-100). Os dosímetros foram caracterizados com a utilização de placas de PMMA de 30x30 cm² e diversas espessuras. Todas as irradiações foram feitas utilizando o acelerador linear Truebeam STx da Varian do Hospital Israelita Albert Einstein, com feixe de fótons de 6 MV. Após a caracterização dos dosímetros, os mesmos foram irradiados seguindo a simulação do planejamento escolhido e utilizando um objeto simulador de PMMA produzido para medidas de VMAT. Essa irradiação teve como finalidade verificar através das duas técnicas de dosimetria as curvas de isodose dessa simulação de tratamento. Todos os tipos de dosímetros apresentaram resultados satisfatórios na verificação das curvas de isodose utilizando ambas as técnicas de dosimetria. Porém, analisando a complexidade das curvas de isodose e a possibilidade das curvas estarem muito próximas, o microdosímetro de LiF:Mg,Ti se mostrou o mais apropriado para o uso devido à suas pequenas dimensões. Em relação à melhor técnica, como ambas apresentaram resultados satisfatórios, a técnica TL é a que apresenta menor complexidade em ser utilizada, pois a maioria dos Departamentos de Radioterapia já possuem um Laboratório para leitura TL. A técnica OSL exige mais cuidados e maior investimento do Departamento.

APPLICATION OF THE THERMOLUMINESCENT (TL) AND OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE (OSL) DOSIMETRY TECHNIQUES TO DETERMINATE THE ISODOSE CURVES IN A CANCER TREATMENT PLANNING SIMULATION USING VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY - VMAT

Amanda Bravim

ABSTRACT

The Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) is an advance technique of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). This progress is due to the continuous gantry rotation with the radiation beam modulation providing lower time of the patient treatment. This research aimed the verification of the isodose curves in a simulation of a vertebra treatment with spinal cord protection using the thermoluminescent (TL) and optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry techniques and the LiF:Mg,Ti (TLD-100), CaSO₄:Dy and Al₂O₃:C dosimeters and LiF:Mg,Ti microdosimeters (TLD-100). The dosimeters were characterized using PMMA plates of 30x30x30 cm³ and different thickness. All irradiations were done using Truebeam STx linear accelerator of Hospital Israelita Albert Einstein, with 6 MV photons beam. After the dosimeter characterization, they were irradiated according the specific planning simulation and using a PMMA phantom developed to VMAT measurements. This irradiation aimed to verify the isodose curves of the treatment simulation using the two dosimetry techniques. All types of dosimeters showed satisfactory results to determine the dose distribution but analysing the complexity of the isodose curves and the proximity of them, the LiF:Mg,Ti microdosimeter showed the most appropriate for use due to its small dimensions. Regarding the best technique, as both technique showed satisfactory results, the TL technique presents less complex to be used because the most of the radiotherapy departments already have a TL laboratory. The OSL technique requires more care and greater investment in the hospital.

LISTA DE ABREVIATURAS

AAPM – “*American Association of Physicists in Medicine*” ou Associação Americana de Físicos na Medicina

Al₂O₃:C – Óxido de Alumínio dopado com Carbono

BG – “*Background*” ou Radiação de Fundo

CaSO₄:Dy – Sulfato de Cálcio dopado com Disprósio

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CTR – Centro de Tecnologia das Radiações

CW-OSL – “*Continuous Wave OSL*” ou OSL de Onda Contínua

ESTRO – “*European Society for Radiotherapy and Oncology*” ou Sociedade Européia de Radioterapia e Oncologia

GMR – Gerência de Metrologia das Radiações

Gy – Gray

HIAE – Hospital Israelita Albert Einstein

ICRU – “*International Commission on Radiation Units*” ou Comissão Internacional de Unidades de Radiação

IMRT – “*Intensity Modulated Radiation Therapy*” ou Radioterapia de Intensidade Modulada

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

LID – Limite Inferior de Detecção

LiF:Mg,Ti – Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio

LM-OSL – “*Linear Modulation OSL*” ou OSL de Modulação Linear

LMD-GMR – Laboratório de Materiais Dosimétricos – Gerência de Metrologia das Radiações

MLC – Colimador Multileaf

MOSFET – “*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*”

OSL – “*Optically Stimulated Luminescence*” ou Luminescência Opticamente Estimulada

PDP – Percentagem de Dose Profunda

PMMA – Polimetilmetacrilato

POSL – “*Pulsed OSL*” ou OSL Pulsada

RPL – Radiofotoluminescência ou Radiofotoluminescente

TL – “*Thermoluminescence*” ou Termoluminescência

TLD – Dosímetro Termoluminescente

VMAT – “*Volumetric Modulated Arc Therapy*” ou Radioterapia em Arco Modulado Volumétrico

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. OBJETIVOS	18
2.1. OBJETIVOS GERAIS	18
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
3. JUSTIFICATIVA, RELEVÂNCIA E ORIGINALIDADE DA PESQUISA	20
4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
4.1. RADIOTERAPIA EM ARCO MODULADO VOLUMÉTRICO (“VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY” – VMAT)	23
4.2. DEFINIÇÕES DE VOLUMES	25
4.3. SISTEMA DE PLANEJAMENTO	27
4.4. CURVAS DE ISODOSE	28
4.5. DOSIMETRIA EM RADIOTERAPIA	31
4.6. MÉTODOS DE DOSIMETRIA:	32
4.6.1. LUMINESCÊNCIA – TL E OSL	32
4.6.1.1. APLICAÇÃO DA DOSIMETRIA TL	38
4.6.1.2. SISTEMA DE LEITURA TL	40
4.6.1.3. APLICAÇÃO DA DOSIMETRIA OSL	41
4.6.1.4. SISTEMA DE LEITURA OSL	43
5. ESTADO DA ARTE	46
6. MATERIAIS E MÉTODOS	50
6.1. MATERIAIS	50
6.2. EQUIPAMENTOS	50
6.2.1. SISTEMAS DE IRRADIAÇÃO	50
6.2.2. SIMULADORES	51
6.2.3. SISTEMAS DE TRATAMENTO TÉRMICO	51
6.2.4. SISTEMAS DE LEITURA	51
6.3. DESENVOLVIMENTO DO OBJETO SIMULADOR	51
6.4. METODOLOGIA E ANÁLISES REALIZADAS	54
7. RESULTADOS E DISCUSSÃO	65
7.1. SELEÇÃO DOS DOSÍMETROS	65
7.2. SELEÇÃO DO TRATAMENTO TÉRMICO DO $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	65
7.3. TESTES DOS COLIMADORES	69
7.4. LIMITE INFERIOR DE DETECÇÃO (LID)	69
7.5. CURVA DE DOSE-RESPOSTA	70
7.6. DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA	73
7.7. SENSIBILIDADE	74

7.8. DETERMINAÇÃO DAS CURVAS DE ISODOSE EM PLANEJAMENTO DE VMAT UTILIZANDO O PROGRAMA ECLIPSE	
11.075	
7.8.1. SIMULAÇÃO DE PLANEJAMENTO COM DOSES HOMOGÊNEAS DE RADIAÇÃO NAS CAVIDADES DO OBJETO SIMULADOR	75
7.8.2. SIMULAÇÃO DE PLANEJAMENTO DE VÉRTEBRA COM PROTEÇÃO DE MEDULA ESPINHAL	85
8. CONCLUSÕES	100
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. SISTEMA DE COLIMAÇÃO DO FEIXE – MLC (HTTP://CONTENT.ATOMZ.COM/PB00002F26/STAGE/EUFR/ONCOLOGY/RADIATION_ONCOLOGY/UNIQUE/MILLENNIUM_MLC.HTML).	24
FIGURA 2. DEFINIÇÃO DE VOLUMES EM TRATAMENTOS DE RADIOTERAPIA (AHN, 2014).	26
FIGURA 3. HISTOGRAMA DOSE-VOLUME EM UM TRATAMENTO DE RADIOTERAPIA (LAVOR, 2011).	28
FIGURA 4. CARTAS DE ISODOSE (SCAFF, 1997).	29
FIGURA 5. CURVAS DE ISODOSE DE UM TRATAMENTO DE UM TUMOR (HTTP://MEDICALPHYSICSWEB.ORG/CWS/ARTICLE/OPINION/35091/1/vmat_2307).	30
FIGURA 6. EXCITAÇÃO E ESTIMULAÇÃO EM UM CRISTAL (CAMPOS, 1998).	33
FIGURA 7. CURVA DE EMISSÃO TL DO CASO ₄ :D (MCKEEVER ET AL, 1995).	35
FIGURA 8. CURVA DE DECAIMENTO OSL.	36
FIGURA 9. REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS MODOS DE ESTIMULAÇÃO: A) CW-OSL; B) LM-OSL; C) POSL; E DAS CURVAS DE DECAIMENTO OSL PARA OS MODOS DE ESTIMULAÇÃO: A) CW-OSL; B) LM-OSL; C) POSL (BØTTER- JENSEN ET AL, 2003).	37
FIGURA 10. ESQUEMA SIMPLIFICADO DE UM LEITOR TL (FUNDAMENTADO DE CAMPOS, 1998).	41
FIGURA 11. ESQUEMA SIMPLIFICADO DE UM LEITOR OSL (BØTTER-JENSEN ET AL, 2003).	43
FIGURA 12. PROJETO DO OBJETO SIMULADOR DEMONSTRANDO O SEU COMPRIMENTO E ALTURA E A LARGURA, ALTURA E DISTÂNCIAS ENTRE AS CAVIDADES.	52
FIGURA 13. PROJETO DO OBJETO SIMULADOR DEMONSTRANDO AS DIMENSÕES DAS CAVIDADES E DAS PEÇAS QUE SÃO INSERIDAS NELAS.	53
FIGURA 14. PROJETO DO OBJETO SIMULADOR DEMONSTRANDO AS PROFUNDIDADES DE CADA CAVIDADE.	54
FIGURA 15. A) FORNO TIPO MUFLA VULCAN; B) ESTUFA CIRÚRGICA FANEN.	56
FIGURA 16. OBJETO SIMULADOR DE PMMA COM CINCO CAVIDADES INSERIDAS.	57
FIGURA 17. OBJETO SIMULADOR POSICIONADO NO ACELERADOR LINEAR TRUEBEAM STx DO HIAE.	58
FIGURA 18. VARIAÇÃO DA POSIÇÃO DO GANTRY DO ACELERADOR LINEAR DURANTE SUA CONTÍNUA ROTAÇÃO E IRRADIAÇÃO DO OBJETO SIMULADOR.	59
FIGURA 19. CONFEÇÃO DO MOLDE – PEÇA DE MATERIAL TERMOPLÁSTICO + PAPEL CARTÃO – PARA POSICIONAMENTO DOS DOSÍMETROS DURANTE AS IRRADIAÇÕES.	61
FIGURA 20. LEITORA TL/OSL RISO MODELO TL/OSL-DA-20.	62
FIGURA 21. LEITORA TL HARSHAW MODELO 4500.	62
FIGURA 22. COLIMADORES PARA A LEITURA OSL DOS DOSÍMETROS.	63
FIGURA 23. GRÁFICO COMPARATIVO DAS RESPOSTAS TL DOS DOSÍMETROS AL ₂ O ₃ :C ANTES E APÓS OS QUATRO TRATAMENTOS TÉRMICOS DIFERENTES.	67
FIGURA 24. GRÁFICO COMPARATIVO DAS RESPOSTAS OSL DOS DOSÍMETROS AL ₂ O ₃ :C ANTES E APÓS OS QUATRO TRATAMENTOS TÉRMICOS DIFERENTES.	68
FIGURA 25. CURVA DE DOSE-RESPOSTA PARA A FONTE GAMA DE ⁶⁰ Co DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti, MICROLiF:Mg,Ti E AL ₂ O ₃ :C UTILIZANDO A TÉCNICA OSL.	71
FIGURA 26. CURVA DE DOSE-RESPOSTA PARA A FONTE GAMA DE ⁶⁰ Co DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti, MICROLiF:Mg,Ti, AL ₂ O ₃ :C E CASO ₄ :DY UTILIZANDO A TÉCNICA TL.	71
FIGURA 27. CURVA DE DOSE-RESPOSTA PARA FEIXE DE FÓTONS DE 6MV DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti, MICROLiF:Mg,Ti E AL ₂ O ₃ :C UTILIZANDO A TÉCNICA OSL.	72
FIGURA 28. CURVA DE DOSE-RESPOSTA PARA O FEIXE DE FÓTONS DE 6MV DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti, MICROLiF:Mg,Ti, AL ₂ O ₃ :C E CASO ₄ :DY UTILIZANDO A TÉCNICA TL.	72

FIGURA 29. DISTRIBUIÇÃO DE DOSE E CURVAS DE ISODOSE CALCULADAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 NO OBJETO SIMULADOR DE PMMA COM 5 CAVIDADES.....	77
FIGURA 30. COMPARAÇÃO ENTRE AS DOSES ABSORVIDAS OBTIDAS ATRAVÉS DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti E AS DOSES ABSORVIDAS FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 UTILIZANDO A TÉCNICA TL.	78
FIGURA 31. COMPARAÇÃO ENTRE AS DOSES ABSORVIDAS OBTIDAS ATRAVÉS DOS MICRODOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti E AS DOSES ABSORVIDAS FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 UTILIZANDO A TÉCNICA TL.	79
FIGURA 32. COMPARAÇÃO ENTRE AS DOSES ABSORVIDAS OBTIDAS ATRAVÉS DOS DOSÍMETROS DE CASO ₄ :DY E AS DOSES FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 UTILIZANDO A TÉCNICA TL.	80
FIGURA 33. COMPARAÇÃO ENTRE AS DOSES ABSORVIDAS OBTIDAS ATRAVÉS DOS DOSÍMETROS DE Al ₂ O ₃ :C E AS DOSES ABSORVIDAS FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 UTILIZANDO A TÉCNICA TL.	81
FIGURA 34. COMPARAÇÃO ENTRE AS DOSES ABSORVIDAS OBTIDAS ATRAVÉS DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti E AS DOSES ABSORVIDAS FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 UTILIZANDO A TÉCNICA OSL.	82
FIGURA 35. COMPARAÇÃO ENTRE AS DOSES ABSORVIDAS OBTIDAS ATRAVÉS DOS MICRODOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti E AS DOSES ABSORVIDAS FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 UTILIZANDO A TÉCNICA OSL.	83
FIGURA 36. COMPARAÇÃO ENTRE AS DOSES ABSORVIDAS OBTIDAS ATRAVÉS DOS DOSÍMETROS DE Al ₂ O ₃ :C E AS DOSES ABSORVIDAS FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 UTILIZANDO A TÉCNICA OSL.	84
FIGURA 37. CURVAS DE ISODOSE CALCULADAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 PARA O PLANEJAMENTO DE VÉRTEBRA COM PROTEÇÃO DA MEDULA ESPINHAL.	87
FIGURA 38. IMAGENS DO PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO DE VÉRTEBRA COM PROTEÇÃO DE MEDULA ESPINHAL SIMULADO NO OBJETO SIMULADOR DE PMMA COM 5 CAVIDADES.....	88
FIGURA 39. HISTOGRAMA CUMULATIVO DA DOSE-VOLUME DADO PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0.	89
FIGURA 40. HISTOGRAMA DAS VARIAÇÕES DAS DOSES ABSORVIDAS NAS 5 CAVIDADES PARA OS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti PARA A TÉCNICA TL.	90
FIGURA 41. HISTOGRAMA DAS VARIAÇÕES DAS DOSES ABSORVIDAS NAS 5 CAVIDADES PARA OS MICRODOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti PARA A TÉCNICA TL.	90
FIGURA 42. HISTOGRAMA DAS VARIAÇÕES DAS DOSES ABSORVIDAS NAS 5 CAVIDADES PARA OS DOSÍMETROS DE Al ₂ O ₃ :C PARA A TÉCNICA TL.	91
FIGURA 43. HISTOGRAMA DAS VARIAÇÕES DAS DOSES ABSORVIDAS NAS 5 CAVIDADES PARA OS DOSÍMETROS DE CASO ₄ :DY PARA A TÉCNICA TL.	91
FIGURA 44. HISTOGRAMA DAS VARIAÇÕES DAS DOSES ABSORVIDAS NAS 5 CAVIDADES PARA OS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti PARA A TÉCNICA OSL.	92
FIGURA 45. HISTOGRAMA DAS VARIAÇÕES DAS DOSES ABSORVIDAS NAS 5 CAVIDADES PARA OS MICRODOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti PARA A TÉCNICA OSL.	92
FIGURA 46. HISTOGRAMA DAS VARIAÇÕES DAS DOSES ABSORVIDAS NAS 5 CAVIDADES PARA OS DOSÍMETROS DE Al ₂ O ₃ :C PARA A TÉCNICA OSL.	93
FIGURA 47. MOLDE DE MATERIAL TERMOPLÁSTICO COM AS MARCAÇÕES DE CADA DOSÍMETRO IRRADIADO E GRADIENTE DE DOSE DE CADA TIPO DE DOSÍMETRO EM CADA CAVIDADE DISTINTA CALCULADA PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0 (R = RETÂNGULO, C = CÍRCULO, T = TRIÂNGULO, QG = QUADRADO GRANDE, QP = QUADRADO PEQUENO, M = MICROLiF:Mg,Ti, L = LiF:Mg,Ti, S = CASO ₄ :DY, O = Al ₂ O ₃ :C).	94

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. RESPOSTA TL DOS DOSÍMETROS DE $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ANTES E APÓS OS TRATAMENTOS TÉRMICOS 1 E 2, ENCONTRADOS NA LITERATURA	66
TABELA 2. RESPOSTA TL DOS DOSÍMETROS DE $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ANTES E APÓS OS TRATAMENTOS TÉRMICOS 3 E 4, ENCONTRADOS NA LITERATURA	66
TABELA 3. RESPOSTA OSL DOS DOSÍMETROS DE $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ANTES E APÓS OS TRATAMENTOS TÉRMICOS 1 E 2, ENCONTRADOS NA LITERATURA	67
TABELA 4. RESPOSTA OSL DOS DOSÍMETROS DE $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ANTES E APÓS OS TRATAMENTOS TÉRMICOS 3 E 4, ENCONTRADOS NA LITERATURA	68
TABELA 5. FATORES DE CORREÇÃO OBTIDOS PARA OS QUATRO COLIMADORES UTILIZADOS NA LEITURA OSL DOS DOSÍMETROS.....	69
TABELA 6. LID DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti , microLiF:Mg,Ti , $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ E $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ UTILIZANDO FONTE GAMA DE ^{60}Co E FEIXE DE FÓTONS DE 6MV E AS TÉCNICAS TL E OSL.	70
TABELA 7. COEFICIENTE ANGULAR E DE AJUSTE DAS RETAS DE CALIBRAÇÃO PARA FONTE GAMA DE ^{60}Co E FEIXE DE FÓTONS DE 6MV E FATOR DE DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA OBTIDO PARA OS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti , microLiF:Mg,Ti , $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ E $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ E A TÉCNICA TL.	73
TABELA 8. COEFICIENTE ANGULAR E DE AJUSTE DAS RETAS DE CALIBRAÇÃO PARA A FONTE GAMA DE ^{60}Co E FEIXE DE FÓTONS DE 6MV E FATOR DE DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA OBTIDO PARA OS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti , microLiF:Mg,Ti E $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ E A TÉCNICA OSL.....	74
TABELA 9. SENSIBILIDADE DOS DOSÍMETROS DE LiF:Mg,Ti , microLiF:Mg,Ti , $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ E $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ PARA FONTE GAMA DE ^{60}Co E FEIXE DE FÓTONS DE 6MV.	75
TABELA 10. DOSES FORNECIDAS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0.....	76
TABELA 11. DISTRIBUIÇÃO DE DOSE OBTIDA ATRAVÉS DO DOSÍMETRO DE LiF:Mg,Ti E FORNECIDA PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0.	95
TABELA 12. DISTRIBUIÇÃO DE DOSE OBTIDA ATRAVÉS DO MICRODOSÍMETRO DE LiF:Mg,Ti E FORNECIDA PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0.	95
TABELA 13. DISTRIBUIÇÃO DE DOSE OBTIDA ATRAVÉS DO DOSÍMETRO DE $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ E FORNECIDA PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0.	96
TABELA 14. DISTRIBUIÇÃO DE DOSE OBTIDA ATRAVÉS DO DOSÍMETRO DE $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ E FORNECIDA PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE 11.0.	96

1. Introdução

1. Introdução

A Radioterapia em Arco Modulado Volumétrico (VMAT) é uma modalidade de radioterapia baseada na Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). Essa técnica utiliza simultaneamente o feixe de radiação com rotação contínua do gantry e a modulação do feixe através do uso de colimadores multileaf (MLC). Se comparada à IMRT, a VMAT proporciona uma menor toxicidade no tratamento do paciente, maior intensidade de dose no volume alvo e maior preservação das regiões de tecido saudável ao redor do tumor. Essa nova técnica de radioterapia também proporciona uma diminuição do tempo de irradiação durante o tratamento e um número menor de Unidades Monitoras (MU). Portanto, a VMAT se mostra como uma técnica mais segura, precisa e mais rápida durante os tratamentos do paciente.

Por ser uma técnica nova, nota-se a necessidade em se estabelecer metodologias confiáveis e acessíveis para dosimetria de rotina em departamentos de radioterapia de hospitais e clínicas que façam uso dessa modalidade de tratamento.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a aplicabilidade de dosímetros TL e OSL na dosimetria clínica de VMAT analisando o comportamento dos dosímetros através de sua caracterização e também a facilidade de manuseio e leitura, ou seja, sua logística, na rotina dos hospitais ou clínicas.

Este trabalho faz parte de estudos do grupo de dosimetria da Gerência de Metrologia da Radiação (GMR) do IPEN e foi realizado juntamente com o Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE).

Foram utilizados 4 tipos de dosímetros, sulfato de cálcio dopado com disprósio ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$), fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), microLiF:Mg,Ti e óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$), duas técnicas de dosimetria, OSL e TL, e objetos simuladores para

avaliar as curvas de isodose em uma simulação de tratamento de câncer. Os dosímetros foram irradiados no Centro de Tecnologia das Radiações (CTR) em uma fonte de ^{60}Co panorâmica e no HIAE em um acelerador linear de partículas utilizando o sistema de tratamento VMAT.

A importância do tratamento de tumores malignos e a eficácia para estes procedimentos tem motivado estudos na área visto que a cada dia são apresentados novos avanços tecnológicos e inovações. Não importa a maneira com que o tumor é tratado, o que é realmente importante é que a radioterapia caminha para atingir um único objetivo, o de aumentar a taxa de cura dos pacientes submetidos a esse tratamento.

2. Objetivos

2. Objetivos

2.1. Objetivos Gerais

- Utilizar as técnicas de dosimetria termoluminescente (TL) e luminescência opticamente estimulada (OSL) para avaliar a distribuição de dose na técnica de VMAT;
- Determinar as curvas de isodose em uma simulação de um tratamento de um tumor.

2.2. Objetivos específicos

- Desenvolver um objeto simulador para aplicação dosimétrica em VMAT;
- Estudar o desempenho e caracterizar a resposta das técnicas de TL e OSL na dosimetria de VMAT.

3. Justificativa, Relevância e Originalidade da Pesquisa

3. Justificativa, Relevância e Originalidade da Pesquisa

A IMRT convencional e com gantry em arco são novas técnicas responsáveis por uma mudança no cenário da radioterapia, trazendo benefícios e possibilitando uma menor toxicidade no tratamento de pacientes. Com essas modalidades de tratamento é possível minimizar a dose de radiação nos tecidos sadios e escalonar a dose no volume alvo (tumor) (Hall, 1998; Mundt, 2005; Bortfeld, 2006; ICRU 83, 2011).

Até o momento poucos métodos de controle de qualidade são bem estabelecidos para as técnicas de IMRT. Para garantir que os serviços de IMRT atendam aos mais altos padrões clínicos, cada instituição deve investir em um programa de controle de qualidade para o planejamento do tratamento e dose absorvida (Palta et al, 2008; Wagner e Vorwerk, 2011; Esch et al, 2011; Ding et al, 2014; Pulliam et al, 2014).

Para que o sistema possa especificar o padrão de intensidade desejado do feixe e possa aplicá-lo a objetos simuladores a fim de se medir e confirmar as doses resultantes, são feitos testes de comissionamento dosimétrico na IMRT. A finalidade desses testes é determinar a precisão dos parâmetros do feixe e o nível de exatidão para situações clínicas esperadas (Ezzell et al, 2003; Delgado, 2005; Wagner e Vorwerk, 2011; Esch et al, 2011; Ding et al, 2014).

No *Task Group 53* (TG-53) da American Association of Physicists in Medicine (AAPM) estão estabelecidos os intervalos de limites de aceitação para IMRT. Esses limites devem ser respeitados por todos os sistemas de planejamento. Além disso, propõe uma orientação e verificação das práticas médicas implementando um programa viável de controle de qualidade para os novos equipamentos de IMRT (Fraass et al, 1998; Palta et al, 2008; Ding et al, 2014).

O sistema de controle de garantia de qualidade e a os equipamentos radioterápicos apresentaram evoluções em tempos distintos. Com a complexidade dos novos equipamentos e tecnologias, surge também uma

maior complexidade nos testes de comissionamento e controle de qualidade exigindo um maior cuidado e trabalho.

Devido à complexidade dos testes e ao alto custo de equipamentos para realização do controle de qualidade, alguns hospitais acabam por optar pela não realização do controle de qualidade clínico da IMRT alegando experiência adquirida com o longo tempo de serviço. Porém, essa hipótese não deveria nem ao menos ser cogitada devido ao risco associado a esse tipo de tratamento. Como a implantação de equipamentos de IMRT em arco está ainda no início é importante otimizar e facilitar os mecanismos de controle de qualidade para que os testes sejam realizados de maneira a preservar acima de tudo o paciente mas também o próprio equipamento (Hancock, 2008).

Ainda não são muitos os serviços de radioterapia no Brasil que fazem uso da técnica de VMAT, mas com suas grandes vantagens já listadas deverão ser incorporados mais equipamentos dessa modalidade de tratamento à rotina dos setores de radioterapia. Não são encontrados equipamentos dosimétricos específicos para VMAT no mercado internacional e nacional. Os equipamentos existentes para controle de qualidade em IMRT apresentam um alto custo para obtenção e não são suficientes para o controle de qualidade em VMAT (AAPM, 2003; Esch et al 2011; Kamio e Bouchard, 2014).

A importância dessa pesquisa está na intercomparação de resultados entre as técnicas dosimétricas TL e OSL e com isso, verificar a viabilidade da sua aplicação na dosimetria em VMAT. A intercomparação entre essas técnicas poderá estabelecer novas alternativas dosimétricas que apresentem maior ou igual precisão e confiabilidade de resultados.

Dessa maneira, a originalidade dessa pesquisa está na caracterização e validação dos métodos dosimétricos TL e OSL para avaliar a distribuição de dose na técnica de VMAT. Esse projeto possibilitará desenvolver metodologias mais acessíveis para dosimetria em VMAT.

4. Fundamentação Teórica

4. Fundamentação Teórica

4.1. Radioterapia em Arco Modulado Volumétrico (“Volumetric Modulated Arc Therapy” – VMAT)

Baseada na aceleração linear desenvolvida no final dos anos 90, a IMRT é uma modalidade de radioterapia externa que utiliza múltiplos feixes de radiação angulares e intensidades não-uniformes, além de possibilitar a conformação da radiação para o contorno da área-alvo. Como faz uso da radiação conformacional, a forma do feixe se assemelha à forma do tumor fornecendo maior intensidade de dose na área-alvo (área de interesse), preservando regiões de tecido saudável (Hong et al, 2005; Pearson et al, 2007; Marques, 2010).

Essa forma de radioterapia é um aprimoramento da técnica de Radioterapia Tridimensional Conformacional, que faz uso de feixes não-uniformes. Cada feixe é dividido em múltiplos segmentos, cada um com uma intensidade diferente e que podem se mover dezenas de vezes.

Uma nova técnica de IMRT que utiliza o movimento do gantry juntamente com a modulação da intensidade do feixe foi lançada em 2008 e denominada como VMAT. Ao longo da irradiação em arco, a forma do campo é definida pelo movimento das lâminas e a intensidade modulada é obtida pelos múltiplos arcos rotacionais. Como principal vantagem da técnica VMAT, tem-se a obtenção de uma uniformidade na conformação das doses mais elevadas à área-alvo, através do uso de diversos arcos (Chin, 2008).

A preocupação quanto a se modular o feixe de radiação ocorreu devido a uma nova concepção de planejamento, o planejamento inverso, proposto por Brahme (1987), mas aperfeiçoado por Boyer et al (2001) a partir de uma comparação com a reconstrução das imagens de tomografia computadorizada (Marques, 2010).

Para que ocorra a modulação do feixe são introduzidos blocos de atenuação nos aceleradores lineares. Esses blocos blindam parte do feixe e, com isso, atinge-se apenas o volume alvo. Equipamentos mais modernos trabalham com um sistema de colimação de multifolhas MLC. Esse sistema,

apresentado na Figura 1, sincroniza os movimentos das lâminas com a quantidade de radiação a ser liberada pelo acelerador linear de forma a se obter a modulação desejada do feixe (Boyer et al, 2001; Linthout, 2004; Delgado, 2005; Viteri, 2006).

Figura 1. Sistema de colimação do feixe – MLC (http://content.atomz.com/pb00002f26/stage/eufr/oncology/radiation_oncology/unique/millennium_mlc.html).

Apesar de ser uma técnica nova de tratamento, estudos de Fontenot et al (2012) com irradiação de próstata com vesícula seminal e/ou linfo-nodo envolvente, mostram que a técnica de VMAT pode proporcionar distribuição de dose equivalente à técnica de IMRT, que é normalmente utilizada.

Como os campos de radiação são produzidos pelo movimento das lâminas e pela taxa de dose do acelerador, estes possuem intensidades distintas. Sendo assim, o valor da dose prescrita pode sofrer variação se ocorrer erro de posicionamento da lâmina ou na taxa de dose. Por serem técnicas novas de radioterapia, são necessários novos procedimentos de

controle de qualidade a fim de se assegurar que a dose administrada foi a mesma dose prescrita (Marques, 2010).

Os campos de irradiação devem abranger de forma adequada todos os volumes do planejamento acrescidos de uma margem adequada que considere as características físicas do feixe de tratamento.

4.2. Definições de Volumes

A *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) nº 83 apresenta vários volumes relativos aos tecidos normais e aos tumores. Esses volumes foram definidos para o uso no planejamento e confecção de relatórios do tratamento do tumor. A delimitação desses volumes é obrigatória durante o processo de planejamento pois a dose absorvida não pode ser prescrita, registrada e nem relatada sem a especificação dos volumes alvo e dos volumes dos tecidos normais em risco. Os volumes apresentados no ICRU 83 são:

- GTV (*Gross Tumor Volume*) – Volume Tumoral Macroscópico: tumor bruto palpável ou extensão visível/demonstrável e o local de crescimento do tumor.
- CTV (*Clinical Target Volume*) – Volume Alvo Clínico: volume que contém o GTV e regiões com probabilidade de doença subclínica relevante para o tratamento.
- ITV (*Internal Target Volume*) – Volume do Alvo Interno: CTV acrescido de uma margem levando em conta as incertezas relacionadas ao tamanho, forma e a posição do CTV no paciente.
- PTV (*Planning Target Volume*) – Volume Alvo de Planejamento: conceito geométrico inserido para o planejamento do tratamento e avaliação.
- OAR (*Organs at Risk*) – Órgãos de Risco: tecidos que se forem irradiados podem sofrer significativa morbidade e assim, podem causar influência no planejamento do tratamento e/ou prescrição da dose absorvida.

- PRV (*Planning Organ at Risk Volume*) – Volume de Planejamento de Órgão de Risco : OAR acrescido de margens que consideram as incertezas e variações no posicionamento durante o tratamento.
- TV (*Treated Volume*) – Volume Tratado: volume de tecido englobado pela superfície de isodose selecionada e especificada pelo radioterapeuta apropriada para o tipo de tratamento que pode ser paliativo ou curativo, dentro dos limites aceitáveis de complicações.
- RVR (*Remaining Volume at Risk*) – Volume Restante em Risco: diferença entre o volume delimitado pelo contorno externo do paciente e pelos CTVs e OARs. [ICRU 83, 2010]

Uma representação dos diferentes volumes podem ser observados na Figura 2.

Figura 2. Definição de volumes em tratamentos de radioterapia (Ahn, 2014).

4.3. Sistema de Planejamento

Os sistemas de planejamento 3D têm um papel importante no processo de verificação de tratamentos de radioterapia. As radiografias reconstruídas digitalmente, a partir das imagens sequenciais da tomografia computadorizada, representam uma imagem de simulação virtual que pode ser utilizada para a localização de campos e comparada com os campos de tratamento para verificação da sua localização e geometria.

A sequência das etapas do planejamento são:

- Segmentação da imagem: delimitação das estruturas feita corte a corte nas imagens de tomografia computadorizada ou ressonância magnética;
- Posicionamento dos campos: usa-se a imagem gerada pelo programa de planejamento, projeção das imagens sobre um plano perpendicular ao raio central do campo;
- Otimização do plano: varia-se alguns parâmetros do tratamento como ângulo de incidência, peso, filtro, etc, com a distribuição de dose calculada e então analisa-se cada mudança.

Em tratamentos utilizando as técnicas de IMRT e VMAT é utilizado o planejamento inverso. Esse planejamento é feito seguindo as seguintes etapas:

- 1) Os volumes são desenhados nas imagens tomográficas;
- 2) São definidos critérios para o planejamento, ou seja, a dose relativa que cada órgão de risco e volumes podem receber;
- 3) O Sistema de Planejamento determina a forma e composição dos campos que satisfazem os critérios estabelecidos;
- 4) O planejamento é verificado e otimizado.

O uso de histogramas dose-volume no planejamento do tratamento é uma ferramenta importante para analisar a dose nos tecidos. Os histogramas dose-volume permitem a comparação de distribuições de doses distintas, permitindo fornecer um sumário detalhado de toda a matriz de dose 3D. Com isso, é mostrada a quantidade de volume-alvo ou estruturas normais que podem estar recebendo doses superiores às especificadas. No entanto, os histogramas não fornecem informação espacial e não podem substituir outras formas de avaliação do planejamento do tratamento. Na Figura 3 é apresentado um exemplo de histograma dose-volume de um tratamento não especificado.

Figura 3. Histograma dose-volume em um tratamento de radioterapia (Lavor, 2011).

4.4. Curvas de Isodose

A fim de representar a variação (volumétrica ou planar) da dose absorvida, as distribuições são representadas por meio de curvas de isodose. Essas curvas de isodose representam um conjunto de pontos em um plano em um determinado meio que tem o mesmo valor de dose absorvida para um feixe de tratamento específico e são uma poderosa ferramenta de trabalho na

área de Radioterapia. Apenas a distribuição de dose no eixo axial (curva de PDP) não é suficiente para caracterizar o feixe de radiação que produz uma distribuição de dose tridimensional.

As curvas são normalmente desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida e expressadas como percentagem de dose de um ponto de referência.

As cartas de isodose, Figura 4, são mapas de distribuição de dose em uma região de interesse de um tratamento que auxiliam a visualização da distribuição dose de radiação no volume alvo e nos tecidos ao redor do tumor. Os fatores que definem as cartas de isodose são a forma e a área do campo de radiação, a distância foco-superfície e a qualidade da radiação.

Figura 4. Cartas de isodose (Scaff, 1997).

Para se obter as curvas de isodose pode ser utilizado um procedimento experimental que é realizado utilizando-se um tanque de acrílico preenchido com água e medindo-se a dose em vários pontos ao longo e transversalmente ao eixo central do campo, em relação à dose máxima na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central.

Quando mais do que um campo de radiação é utilizado, as curvas de isodose de todos os campos devem ser somados para se produzir um “somatório” de isodoses. Esse processo normalmente é produzido por

softwares de planejamento. As curvas de isodose obtidas através do sistema de planejamento para um tratamento de um tumor podem ser observadas na Figura 5.

Figura 5. Curvas de isodose de um tratamento de um tumor (http://medicalphysicsweb.org/cws/article/opinion/35091/1/vmat_2307).

Em casos em que só interessa a percentagem de dose profunda ao longo do eixo central e não a sua distribuição, as cartas de isodose são desnecessárias. Para esses casos encontramos tabelas que são determinadas experimentalmente da mesma forma que as cartas e isodose e que fornecem a percentagem de dose profunda (PDP) de acordo com o tamanho do campo, distancia fonte-superfície e qualidade da radiação.

Para calcular a dose é imprescindível o uso da carta de isodose ou tabelas de PDP. A partir desses dados é possível determinar, com precisão, a quantidade de radiação que está sendo absorvida na região irradiada. A PDP pode ser calculada através da Equação 1:

$$PDP = \left(\frac{D_d}{D_0} \right) \cdot 100 \quad \textbf{Equação 1}$$

em que: D_d = dose na profundidade d no eixo central do feixe, D_0 = dose de referência na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central do feixe.

A PDP diminui com o aumento da profundidade (atenuação da radiação) e com o inverso do quadrado da distância, com exceção na região de build-up. A PDP aumenta com a área do campo, pois aumentando o volume irradiado aumenta-se a radiação espalhada (Khan, 1994).

4.5. Dosimetria em radioterapia

Com o uso da radiação ionizante na medicina após a descoberta dos Raios-X por Röntgen em 1895, não demorou muito para se perceber os danos causados pela mesma. A radiação ionizante apresenta muitas vantagens para tratamentos médicos se comparada a métodos invasivos convencionais. Porém, só se deve fazer uso desse tipo de tratamento quando os benefícios da exposição compensarem os riscos associados para o paciente e a dose absorvida deve ser a menor possível (Princípio ALARA – *As Low As Reasonably Achievable*) (Gasparian, 2009).

Assim, a dosimetria da radiação ionizante é fundamental para a proteção radiológica, para programas de garantia de qualidade e licenciamento de equipamentos. Em tratamentos de radioterapia é necessário se ter a certeza de que o paciente está recebendo a dose correta prescrita e o principal objetivo da dosimetria em Radioterapia é determinar, com maior precisão, a dose absorvida pelo tumor. Isso pode ser feito através da calibração do feixe de radiação e da dosimetria de rotina para o controle de garantia de qualidade, tanto do equipamento de terapia quanto dos tratamentos (Metcalf et al, 2007).

Através do seu relatório nº24 e nº 83, a ICRU faz a seguinte recomendação quanto à incerteza total do tratamento radioterápico: “*a evidência disponível para alguns tipos de tumores aponta a necessidade de exatidão de 5% na liberação da dose no volume alvo se a erradicação do tumor primário for desejada*”. Essa mesma recomendação também é verificada através de Kutcher et al no Task Group 40 (ICRU 24, 1976; Kutcher et al,

1994; ICRU 83, 2010). Com isso, são realizadas medidas dosimétricas seguindo protocolos estabelecidos, nacionais ou internacionais, e como o Brasil não possui seu próprio protocolo este segue os protocolos da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA).

Como existe a dificuldade de se fazer a dosimetria *in vivo*, recorre-se a cálculos que relacionam doses medidas em simuladores com a dose no paciente. Alguns tipos de simuladores são definidos pela ICRU de acordo com suas características físicas e, entre eles estão os simuladores padrão, que possuem pelo menos 30 cm de lado, os simuladores de referência, homogêneo e de características bem conhecidas, simuladores padrão de água e simulador antropomórfico, heterogêneo e com formato do corpo humano (Johns e Cunningham, 1983; ICRU 44, 1989; ICRU 83, 2010).

Os dosímetros mais utilizados na medicina são as câmaras de ionização (Kehwar et al, 2006; Fragoso et al, 2008; Neves et al, 2012; Perini et al, 2013), os dosímetros Fricke (Boudou et al, 2005) e os dosímetros termoluminescentes (Butson et al, 2000; Metcalfe et al, 2007; Bravim et al 2011; Bravim et al, 2012). Já o emprego das técnicas OSL e MOSFET é mais recente e está sendo estudado tanto na aplicação utilizando objetos simuladores quanto nas medidas *in vivo* (Quach et al, 2000; Ramaeshan et al, 2004; Askelrod et al 2007; Yukihiro e McKeever, 2008, Marcela et al, 2011). Na área de dosimetria dos planejamentos de tratamentos de IMRT são encontrados estudos com detectores MOSFET, câmaras de ionização e TLDs (Kinhikar et al, 2007).

4.6. Métodos de dosimetria:

4.6.1. Luminescência – TL e OSL

A TL e OSL são explicadas através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Certos materiais quando aquecidos, após receberem uma exposição à radiação ionizante, tornam-se capazes de emitir luz. Esses materiais são ditos luminescentes e são, em geral, cristais

iônicos, nos quais a banda de valência (BV) se encontra repleta de elétrons e a banda de condução (BC) vazia, ambas separadas por uma faixa larga de estados energéticos não permitidos aos elétrons, conhecida como banda proibida (BP) (McKeever, 1985).

De um modo geral, quando os elétrons de um sólido são excitados por absorção de radiação eletromagnética ou por outro processo qualquer, eles não permanecem por muito tempo nos respectivos níveis mais altos, decaindo por vários processos competitivos. Se o processo de decaimento mais provável envolve a emissão de radiação eletromagnética na região visível do espectro, dizemos que existe luminescência. Nos sólidos, a luminescência está ligada às impurezas e aos defeitos da estrutura cristalina. A Figura 6 esquematiza os processos de excitação e estimulação em um cristal (McKeever, 1985).

Figura 6. Excitação e estimulação em um cristal (Campos, 1998).

Quando um elétron da banda de valência é transferido para a banda de condução, deixa um buraco, ou seja, um nível incompleto. Se a estrutura cristalina do sólido em questão não contém defeitos nem impurezas, o elétron volta à banda de valência com a emissão de radiação eletromagnética com uma energia muito alta para ficar na região visível do espectro. Se a rede contiver algumas impurezas que originem níveis de energia entre as bandas de valência e de condução, um elétron de um nível de energia de impureza inferior pode preencher o buraco na banda de valência, e um elétron da banda de condução pode preencher um dos níveis de energia de impureza superiores, com a emissão, nos dois casos, de radiação eletromagnética com energia muito baixa para ficar na região visível do espectro. Um elétron pode passar de um

nível de energia de impureza superior para um nível de energia de impureza inferior que esteja vazio, com a emissão de radiação eletromagnética com energia que a situe na região visível do espectro, e isso é o que constitui a luminescência (McKeever, 1985).

Em certos casos, o elétron da banda de condução pode passar para um nível de energia chamado armadilha, do qual ele não pode passar ao nível de energia de impureza mais baixo, por uma transição radioativa, sem violar um ou outro princípio de conservação. O elétron se encontra, então, num estado metaestável, e permanece nesse estado por um tempo que pode ser de muitos segundos (muito grande para a escala atômica), até que algum processo o faça regressar à banda de condução (estimulação térmica ou óptica), passando por todas as etapas descritas acima (McKeever, 1985).

A quantidade de luz é mensurável, aumentando a sua intensidade com a população de elétrons armadilhados, ou seja, essa última é dependente da dose absorvida pelo cristal (McKeever, 1985).

O gráfico obtido em relação a luminescência em função do tempo ou da temperatura de aquecimento é denominado de curva de emissão TL. Na Figura 7 pode ser observado a curva de emissão TL para o dosímetro de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$. Essa curva apresenta dois picos de emissão sendo o pico principal (dosimétrico) a uma temperatura de aproximadamente 220°C , e um outro pico, em torno de 120°C (McKeever et al, 1995; Rosa, 2000; Fureta, 2003). O LiF:Mg,Ti apresenta vários picos de emissão sendo o pico principal situado em aproximadamente 235°C . O $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ apresenta um único pico de emissão em aproximadamente 209°C . Esses picos são resultados de análises da resposta TL para uma taxa de aquecimento de 10°C/s (McKeever et al, 1995).

Podemos encontrar mais de um pico de emissão em curvas de emissão TL. Isso ocorre quando se atinge uma temperatura de aquecimento que libera o máximo de elétrons armadilhados a uma determinada profundidade. A intensidade de emissão decresce após a liberação desses elétrons devido a uma redução do número de elétrons. Portanto, a existência de mais de um pico em uma curva de emissão TL significa que existem armadilhas com mais de uma profundidade no cristal. A forma da curva de emissão TL varia de acordo com o material e com fatores como o número de

armadilhas presentes no cristal, a taxa de aquecimento e a dose de radiação que o material recebeu (Rosa, 2000).

Figura 7. Curva de emissão TL do CaSO₄:D (McKeever et al, 1995).

Para analisar o sinal OSL pode ser obtida também uma curva de emissão assim como na técnica TL. Essa curva relaciona a intensidade da luminescência com o tempo de estimulação, por meio da sua área integrada. Na Figura 8 pode ser observada uma curva de decaimento para a técnica OSL (McKeever, 2001; Bøtter-Jensen et al, 2003; Furetta, 2008).

Essas curvas de decaimento da intensidade OSL em função do tempo dependem da maneira como foi feita a estimulação óptica da amostra. Os principais modos de estimulação óptica são a onda contínua (*continuous wave* - CW-OSL), modulação linear (*linear modulation* - LM-OSL) e a pulsada (*pulsed OSL* - POSL) (Bøtter-Jensen et al, 2003; Akserold et al, 2007). A representação gráfica desses principais modos de estimulação pode ser observada na Figura 9.

Figura 8. Curva de decaimento OSL.

Nas medidas utilizando o modo CW-OSL, a luminescência é monitorada de forma contínua durante a estimulação óptica até que todas as armadilhas sejam esvaziadas. Essas armadilhas são esvaziadas utilizando um comprimento de onda fixo e uma intensidade de estimulação estável, dependentes do tempo. A luz de estímulo e a luz emitida são discriminadas com o uso de filtros. A LM-OSL é medida mantendo-se um comprimento de onda fixo porém a intensidade da estimulação óptica aumenta de modo linear em função do tempo. Nesse modo de estimulação, a intensidade OSL pode também ser medida de maneira não-linear, aumentando exponencialmente a intensidade de estimulação. No modo de estimulação POSL, aplica-se intervalos de intensidade zero entre os pulsos de intensidade constante e as medidas de luminescência são detectadas somente entre os pulsos, após o fim da estimulação, e não durante os mesmos (Bøtter-Jensen et al, 2003).

Figura 9. Representação gráfica dos modos de estimulação: a) CW-OSL; b) LM-OSL; c) POSL; e das curvas de decaimento OSL para os modos de estimulação: a) CW-OSL; b) LM-OSL; c) POSL (Bøtter-Jensen et al, 2003).

Algumas propriedades relacionadas ao cristal são importantes para a sua caracterização. A sensibilidade de um cristal é uma dessas propriedades e é definida como a intensidade da resposta TL emitida por unidade de dose absorvida, Equação 2 (McKeever et al, 1995).

$$S_{DTL} = \frac{\text{resposta.TL}_{DTL}}{\text{Dose}} \left[\frac{\mu C}{Gy} \right] \quad \textbf{Equação 2}$$

Essa sensibilidade depende do histórico de tratamento térmico e também da composição do material. Alguns fatores como a taxa de resfriamento após o tratamento térmico à alta temperatura e a taxa de aquecimento durante a leitura podem influenciar a sensibilidade.

Outra propriedade importante é o limite inferior de detecção (LID), que pode ser definido como a menor dose discriminada a partir da dose zero, pode ser calculado através da variação da resposta TL de detectores não-irradiados (Oberhofer e Scharmann, 1981). A resposta TL presente em dosímetros não-irradiados pode ser devido a alguns fatores como: triboluminescência, quimioluminescência, estimulação do detector por luz visível ou ultravioleta e sinais residuais de irradiações anteriores (Oberhofer e Scharmann, 1981).

4.6.1.1. Aplicação da dosimetria TL

Os dosímetros termoluminescentes desempenham um papel importante na área de radioterapia devido a sua utilização para a dosimetria da radiação ionizante (Rudén, 1976; Hufton, 1984). Este tipo de dosímetro apresenta vantagens que o torna uma ferramenta útil para medidas em simuladores antropomórficos e para dosimetria *in vivo* em pacientes (Mansfield e Suntharalingam, 1976; Knöös et al, 1986; Cross et al, 1992; Kron et al, 1994; Mijnheer et al, 2013). É nesse contexto que surge a

dosimetria TL como uma ferramenta extremamente versátil para a avaliação da dose absorvida por tecidos humanos, devido à interação com a radiação ionizante. A grande variedade de materiais TL e suas diferentes formas físicas permitem a determinação da qualidade da radiação em um intervalo de doses de μGy a kGy (Campos, 1998).

Em radioterapia, a maioria das medidas utilizando dosímetros termoluminescentes tem sido feita empregando o fluoreto de lítio (LiF), geralmente o TLD-100 comercializado pela Harshaw (Olko et al, 2006, Livinstone et al, 2010, Nelson et al, 2010).

Também são empregados os micro dosímetros de LiF, que são dosímetros semelhantes aos TLD-100, porém com dimensões de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$. A alta sensibilidade e as dimensões mínimas permitem a construção de pequenos dosímetros que podem ser utilizados em regiões de gradientes agudos e em dosimetria *in vivo*. (Moscovitch e Horowitz, 2007).

O $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, embora apresente excelente linearidade de resposta com a radiação para um amplo intervalo de dose, apresenta dependência energética da resposta para radiação de fótons na região de efeito fotoelétrico devido ao seu número atômico efetivo alto (15,3), o que pode ser contornado com o uso de filtros no porta dosímetro (Campos e Lima, 1986).

No Brasil, a aplicação deste dosímetro em radioterapia seria de grande interesse, uma vez que o mesmo já é fabricado e comercializado pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos da Gerência de Metrologia das Radiações (LMD-GMR) do IPEN (Campos, 1983).

Os principais parâmetros a serem investigados para a avaliação do desempenho de um dosímetro TL são:

1. Tamanho, forma, espessura e composição do dosímetro;
2. Sensibilidade TL para feixe de fótons e elétrons relativa à radiação gama do ^{60}Co ;
3. Dependência energética da resposta termoluminescente;
4. Intervalo de dose para utilização em feixes de fótons e de elétrons aplicados em dosimetria clínica;
5. Irradiação empregando simuladores;
6. Medidas de dose superficial e profunda;

7. Efeitos de perturbação;
8. Fatores de correção do decaimento térmico;

Não existe um material TL que apresente todas essas características então deve ser verificado qual material apresenta o maior número de condições exigidas e também é indicado que faça a sua caracterização. Dessa maneira analisamos a viabilidade do uso de cada material na dosimetria das radiações.

O desempenho do TLD de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ aplicados na dosimetria de feixes de elétrons de energia alta foi estudado por Chatterjee et al (2008), Nunes (2008) e Nunes e Campos (2008), Bravim (2010) e Bravim et al (2011) e fótons por Matsushima (2010) e Bravim et al (2012) em que analisaram as propriedades termoluminescentes desse tipo de dosímetro.

4.6.1.2. Sistema de leitura TL

O leitor TL é constituído basicamente por três partes: sistema de aquecimento da amostra (situado no interior de uma câmara resistente a vácuo moderado e ao fluxo de gás), unidade de controle da temperatura e sistema fotomultiplicador (responsável pela detecção da luz emitida pelo dosímetro) (McKeever et al, 1985).

O aquecimento da amostra é feito através de dois processos. Primeiramente a amostra é colocada em uma prancheta (placa metálica), onde é aquecida por meio de passagem de uma corrente elétrica. Em seguida, a temperatura da amostra é aumentada submetendo-a a um fluxo de gás nitrogênio. É necessária uma taxa de aquecimento com crescimento linear em função do tempo para que se faça medidas TL. Esse controle de temperatura é feito através de um termopar, que associa o aumento da temperatura em função do aumento da tensão. Porém, o termopar mede a temperatura apenas da prancheta e não da amostra. A amostra mantém contato com a prancheta por apenas um de seus lados sendo assim, haverá um gradiente de temperatura através da amostra. Para ter um controle sobre esse problema, é

necessário um ambiente formado por uma atmosfera de gás inerte no interior da câmara, que se constitui de um condutor térmico permitindo o aquecimento da amostra por todos os lados (McKeever et al, 1985).

O sistema fotomultiplicador detecta a luz emitida pela amostra e origina um sinal proporcional à TL. Esse sinal é convertido em corrente elétrica, amplificado pelo eletrômetro e enviado a um computador. Dessa maneira é gerada a curva de emissão TL. O sinal do sistema fotomultiplicador é enviado a um integrador de carga, o qual determina o valor da área integrada sob a parte estável da curva de emissão TL. Os dados são digitalizados e apresentados no monitor. Na Figura 8 é apresentado um esquema básico de um sistema de leitura TL (Campos, 1998).

Figura 10. Esquema simplificado de um leitor TL (fundamentado em Campos, 1998).

4.6.1.3. Aplicação da dosimetria OSL

Segundo Yukihiro e McKeever (2008), pesquisas envolvendo a técnica OSL na área de dosimetria da radiação ionizante estão aumentando nos últimos anos. Os autores discutem também o uso desse tipo de detector na dosimetria de partículas pesadas, além da radioterapia e da radiologia diagnóstica.

Para que um material seja utilizado como dosímetro OSL e apresente uma boa resposta OSL, é necessário que ele apresente algumas

características, assim como no caso da TL (McKeever, 2001; Bøtter-Jensen et al, 2003). Essas características são:

- Alta sensibilidade à radiação;
- Baixo número atômico efetivo;
- Alta eficiência de estimulação óptica;
- Sinal luminescente estável à temperatura ambiente.

O dosímetro de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ apresenta alta sensibilidade, além de boa precisão, resposta linear em um amplo intervalo de dose e processos de preparo e leitura relativamente simples e rápidos. Assim, o uso do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ com a técnica OSL apresenta um grande potencial para a dosimetria da radiação ionizante na medicina (Askelrod et al 2007).

Lim et al (2011) relatam o desempenho dos dosímetros OSL de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ para baixas doses de raios-X diagnósticos e Gasparian et al (2012) avaliaram a influência das condições experimentais sobre a resposta dos mesmos dosímetros para diferentes valores de energia de fótons. Medidas clínicas empregando dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ na dosimetria in vivo em radioterapia e avaliação das características dosimétricas utilizando feixe de ^{60}Co foram estudadas por Márcela et al (2011).

Comparado ao dosímetro termoluminescente de LiF:Mg,Ti , o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ é 40 a 60 vezes mais sensível (Botter-Jensen et al, 2003). O mesmo possui dose-resposta linear até aproximadamente 50 Gy se a emissão ultravioleta (UV) for filtrada, caso contrário, ocorre supralinearidade em aproximadamente 10 Gy (Yukihara e McKeever, 2006). Quanto ao limite inferior de detecção, estudos sobre o sinal OSL do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ tem mostrado estabilidade térmica e boa reprodutibilidade com a possibilidade de detecção de doses de aproximadamente 1 μGy . Para a OSL, os defeitos importantes são os chamados centros F e F^+ , que são vacâncias de oxigênio com 1 ou 2 elétrons capturados e, uma boa resposta OSL é atribuída ao grande número desses centros criados durante o processo de crescimento do cristal (defeitos pontuais) (Akselrod et al, 2007).

Antonio et al (2010) compararam resultados das duas técnicas de luminescência, TL e OSL, empregando dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ para calibração de aplicadores clínicos de fontes beta $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ utilizados em

braquiterapia. Estudos em 2008 e 2011 de Oster et al investigaram a otimização das condições de medidas e as características do sinal OSL emitido dos dosímetros de LiF:Mg,Ti na dosimetria das radiações de campo misto (raios beta e partículas alfa).

4.6.1.4. Sistema de leitura OSL

O leitor OSL é constituído basicamente por três partes: fonte de iluminação óptica, detector de luz e filtro óptico. O dosímetro é estimulado pela fonte de estimulação óptica, que se mantém fixa, com um comprimento de onda e uma intensidade específicos. A luminescência emitida é avaliada pelo sistema de detecção e um sistema fotomultiplicador amplifica seu sinal, em função do tempo de estimulação. Com isso, pode ser obtida a integral da emissão durante o tempo de estimulação. A integral representa a medida da dose de radiação absorvida pelo dosímetro (Bøtter-Jensen et al, 2003). Na Figura 11 é apresentado um esquema de um sistema de leitura OSL.

Figura 11. Esquema simplificado de um leitor OSL (Bøtter-Jensen et al, 2003).

Existe variadas fontes de estimulação óptica como LED azul, LED vermelho, LED verde, diodo de laser e infravermelho, e banda larga (Bøtter-Jensen et al, 2003). Assim como no sistema de leitura TL, a luminescência é

proporcional à dose absorvida e é detectada e mensurada por um sistema fotomultiplicador.

5. Estado da Arte

5. Estado da Arte

A radioterapia é uma das formas convencionais de tratamento do câncer que, faz uso da radiação ionizante com o objetivo de danificar as moléculas de DNA do tumor. O tratamento do câncer através da radioterapia teve seu início em 1902 com o Dr. Henri-Alexandre Danlos, o qual realizou um tratamento com fonte radioativa de rádio colocada diretamente na superfície de um tumor (Perez, 2004; IAEA, 2005).

Após a descoberta dos raios-X em 1895 por Röntgen, iniciaram-se os tratamentos superficiais, como o de câncer de pele. Em meados de 1920, com o advento das unidades de raios-X, puderam ser realizados tratamentos de tumores mais profundos. A partir de 1950 surgiram as máquinas operando com fontes radioativas, como o ^{60}Co , e os betatrons. No início dos anos 60 já eram desenvolvidos e comercializados os primeiros aceleradores lineares de elétrons, que produzem feixes de fótons de energia alta (Scaff, 1997; Khan e Gibbon, 2014).

O principal objetivo da radioterapia é, a partir de uma determinada dose de radiação, provocar a destruição de células cancerígenas produzindo o menor dano possível aos tecidos saudáveis ao redor do tumor. Vários mecanismos, como a inativação de sistemas vitais para a célula e sua incapacidade de reprodução, podem ser responsáveis pela morte celular (Hall, 1988; DeVita, 2000; Khan e Gibbon, 2014).

Os equipamentos mais utilizados atualmente em departamentos médicos para produção de radiação ionizante para fins terapêuticos são os aceleradores lineares (LINACs – *Linear accelerators*). Esses equipamentos usam ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, como os elétrons.

Low et al (1998) analisaram a acurácia de cálculo de dose em planejamentos de IMRT através de medidas utilizando TLDs, câmaras de ionização e filmes radiocrômicos e Tsai et al (1998) também estudaram a verificação dosimétrica em IMRT através de filmes dosimétricos e TLDs.

Em 1999, Low et al avaliaram a resposta do gel polimérico como dosímetro 3D para IMRT. As medidas utilizando o gel polimérico foram

comparadas às medidas utilizando câmaras de ionização, TLDs e filmes dosimétricos.

O “IMRT Collaboration Working Group (IMRT CWG)” composto por diversos pesquisadores, publicou em 2001 um relatório divulgando a situação atual e as questões de interesse sobre IMRT. Nesse relatório descrevem métodos de dosimetria para a técnica de IMRT convencional como câmaras de ionização, TLDs, filmes radiocrômicos ressaltando suas vantagens e desvantagens.

Chuang et al (2002) conduziram experimentos utilizando simuladores de água sólida, cilíndrico e em placas cúbicas para avaliar a aplicabilidade do MOSFET em IMRT.

A Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM) publicou em 2003 o “*Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art*” em que explicita a importância do controle de qualidade em IMRT convencional (gantry estático).

Vergote (2005) mostrou a aplicação clínica para IMRT convencional do Gel Polimérico. Kinhikar et al (2007) mostraram resultados obtidos comparando detectores como MOSFET, câmaras de ionização e LiF:Mg,Ti na dosimetria de planejamentos de tratamentos de IMRT.

Já em 2008, a ESTRO publicou o Booklet 9 “*Guidelines for the verification of IMRT*” no qual ressaltou importância dos sistemas de planejamento e também suas limitações.

Verbakel et al (2009) utilizaram filmes dosimétricos Gafchromic EBT para comparar planejamentos nos tratamentos com IMRT convencional e em arco de câncer de cabeça e pescoço.

Já existem alguns produtos no mercado para dosimetria da nova técnica de IMRT em arco e as matrizes de diodos utilizadas para a dosimetria de IMRT convencional já foram atualizadas para atender essa nova finalidade (Verbakel, 2008; Verbakel, 2009).

Em 2011, Wagner e Vorwerk apresentaram resultados de um estudo do controle de qualidade em tratamento de IMRT em arco utilizando um arranjo com duas câmaras de ionização.

Knezevic et al (2013) e Bordy et al (2013) realizaram uma verificação das doses periféricas em radioterapia utilizando dosímetros TL, OSL e RPL. Knezevic et al escolheram os dosímetros TL de LiF:Mg,Ti (TLD-100 e TLD-700), dosímetros OSL de Al₂O₃:C do tipo nanoDot e dosímetros RPL do tipo bastão (GD-3521M). Esses dosímetros foram escolhidos devido à sua boa uniformidade, repetibilidade, sensibilidade, homogeneidade da resposta e pequenas dimensões.

6. Materiais e Métodos

6. Materiais e Métodos

6.1. Materiais

✓ 45 dosímetros quadráticos de LiF:Mg,Ti, fabricados pela Thermo Scientific (TLD-100) de 3,15 mm de lado, 0,9 mm de espessura (TLD-100);

✓ 45 microdosímetros cúbicos de LiF:Mg,Ti, fabricados pela Thermo Scientific de 1,0 mm de lado, 1,0 mm de espessura;

✓ 45 dosímetros de CaSO₄:Dy, fabricados pelo IPEN de 6 mm de diâmetro, 0,8 mm de espessura;

✓ 45 dosímetros de Al₂O₃:C, fabricados pela Rexon (TLD-500) de 5 mm de diâmetro, 1 mm de espessura.

Todos os dosímetros foram selecionados de acordo com a sua repetibilidade e sensibilidade ao ⁶⁰Co. As sensibilidades individuais ao ⁶⁰Co dos dosímetros selecionados variaram no máximo em ±5% em relação à sensibilidade média do lote.

6.2. Equipamentos

6.2.1. Sistemas de irradiação

✓ Fonte panorâmica de radiação gama de ⁶⁰Co do Centro de Tecnologia das Radiações (CTR/IPEN) com atividade de 12,21 TBq em abril de 2012;

✓ Acelerador Linear de Partículas Trubeam STx marca Varian acoplado com colimador multileaf de 120 lâminas de 2,25 mm de largura com energia de 6 MV (energia efetiva ~ 2 MeV) do Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE).

6.2.2. Simuladores

- ✓ Placas de PMMA de dimensão 30x30 cm²;
- ✓ Placas de PMMA de 3 mm de espessura e comprimentos e larguras variados;
- ✓ Simulador de PMMA de com 5 geometrias distintas inseridas.

6.2.3. Sistemas de Tratamento Térmico

- ✓ Forno tipo mufla Vulcan, modelo 3-550 PD;
- ✓ Estufa cirúrgica Fanen, modelo 315-IEA 11200.

6.2.4. Sistemas de Leitura

- ✓ Leitora TL/OSL RISO, modelo TL/OSL-DA-20;
- ✓ Leitoras TL Harshaw, modelo 4500 da Thermo Scientific.

6.3. *Desenvolvimento do objeto simulador*

Objeto Simulador é um objeto que deve reproduzir as características de espalhamento e absorção de um corpo ou parte dele em um

campo de radiação ionizante. Para avaliar a distribuição de dose em uma simulação de um planejamento de um tratamento de câncer pela técnica de VMAT, foi desenvolvido um objeto simulador com cavidades distintas. O objeto simulador foi produzido de PMMA com dimensões: 16x14x14 cm³. O projeto do objeto simulador pode ser visto nas Figuras 12 a 14.

Figura 12. Projeto do objeto simulador demonstrando o seu comprimento e altura e a largura, altura e distâncias entre as cavidades.

Figura 13. Projeto do objeto simulador demonstrando as dimensões das cavidades e das peças que são inseridas nelas.

Figura 14. Projeto do objeto simulador demonstrando as profundidades de cada cavidade.

As cavidades inseridas no objeto simulador tem como objetivo simular diferentes tamanhos de tumores ou órgãos de risco. No caso desta pesquisa, foi realizada a simulação de um planejamento de tratamento de vértebra com proteção da medula espinhal e em seguida esse planejamento foi transferido ao objeto simulador. Com isso, pudemos associar as cavidades com o tumor a ser tratado e os possíveis órgãos de risco da simulação do planejamento do tratamento em questão. As cavidades foram desenvolvidas de maneira que pudéssemos posicionar da melhor maneira possível os dosímetros durante as irradiações.

6.4. Metodologia e análises realizadas

Antes das irradiações os dosímetros foram submetidos a diferentes tipos de tratamentos térmicos utilizando o forno tipo mufla Vulcan (Figura 15a) e a estufa cirúrgica (Figura 15b). Para os dosímetros de LiF:Mg,Ti, microLiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy, estes tratamentos são conhecidos e estabelecidos na literatura:

✓ LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti: 400°C/1 h + 100°C/2 h (McKeever et al, 1995);

✓ CaSO₄:Dy: 300°C/3 horas (Campos e Lima, 1986, McKeever et al, 1995).

Para os dosímetros de Al₂O₃:C foram encontrados vários tipos de tratamentos na literatura sendo assim, os diferentes tipos de tratamentos foram estudados para escolha do mais eficaz. Os tratamentos analisados foram:

✓ 800°C/10 min (baseado nas especificações técnicas do dosímetro) – Tratamento 1;

✓ 800°C/15 min (baseado nas especificações técnicas do dosímetro) – Tratamento 2;

✓ 900°C/15 min (Yukihara et al, 2003) – Tratamento 3;

✓ 900°C/10 min (Richter et al, 2010) – Tratamento 4.

O objetivo do tratamento térmico é devolver ao dosímetro as condições existentes antes da sua primeira irradiação. O aquecimento remove os sinais residuais de exposições anteriores esvaziando e estabilizando as armadilhas. Isso faz com que os dosímetros estejam aptos para uma nova utilização sem perder suas propriedades dosimétricas (Cameron et al, 1968; Campos, 1998).

a)

b)

Figura 15. a) Forno tipo mufla VULCAN; b) Estufa cirúrgica FANEN.

Para seleção dos dosímetros, estes foram posicionados entre placas de PMMA de 3 mm de espessura e foram irradiados com uma dose padrão de 2 mGy na fonte de ^{60}Co do CTR/IPEN-SP no ar e em condições de equilíbrio eletrônico. Com os resultados obtidos e analisados, os dosímetros foram divididos em lotes de acordo com seus valores de sensibilidade e com repetibilidade de $\pm 5\%$ em relação à média. Foram formados primeiramente 8 grupos contendo 5 dosímetros cada para levantamento de uma curva de dose-resposta. Para análise da distribuição de dose e determinação das curvas de isodose, os mesmos dosímetros foram divididos então em 5 grupos de 8 dosímetros cada e 1 grupo de 5 dosímetros cada (para avaliação do BG).

A curva de dose-resposta foi obtida utilizando uma fonte de ^{60}Co do CTR/IPEN no intervalo de dose de 0,10 a 14 Gy e um feixe de fótons de 6MV do acelerador linear Truebeam STx do HIAE. As irradiações foram feitas utilizando placas de PMMA com a dose absorvida corrigida para profundidade de máxima dose através do sistema de planejamento do equipamento.

Para a avaliação da distribuição de dose foi utilizado o objeto simulador de PMMA com 5 cavidades de geometrias distintas desenvolvido (Figura 16).

Um grupo de 8 dosímetros foi posicionado dentro de cada cavidade e estas foram irradiadas no acelerador Truebeam STx do HIAE com feixe de fótons de 6 MV (Figura 17). O processo de irradiação foi repetido 3 vezes (em 3 dias diferentes) utilizando todos os dosímetros e a dose absorvida avaliada foi a dose média do lote de dosímetros. Todas as medidas obtidas foram utilizadas, sendo assim, foi calculada a dose média de cada cavidade em cada dia de irradiação.

Esse planejamento foi feito de tal forma que nas cavidades não passasse nenhuma curva de isodose, proporcionando assim doses homogêneas de radiação dentro de cada cavidade. As doses absorvidas dadas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 da Varian Medical System do HIAE foram 3,0 Gy, 1,5 Gy, 2,0 Gy, 1,0 Gy e 0,50 Gy nas cavidades 1 a 5 respectivamente. Primeiramente foi feita uma irradiação com doses homogêneas para analisar a concordância entre a dose absorvida obtida através dos dosímetros TL e OSL e a dose absorvida dada pelo sistema de planejamento para, em seguida, poder ser aplicada para medidas de doses absorvidas individuais dos dosímetros e determinação das curvas de isodose de uma simulação de tratamento.

Figura 16. Objeto simulador de PMMA com cinco cavidades inseridas.

Figura 17. Objeto simulador posicionado no acelerador linear Truebeam STx do HIAE.

Utilizando o objeto simulador desenvolvido foi feita uma simulação de um de tratamento de vértebra com proteção da medula espinhal utilizando a técnica de tratamento VMAT e o programa de planejamento Eclipse 11.0. Esse novo planejamento será utilizado para determinar as curvas de isodose através dos dosímetros TL e OSL e compará-los com as curvas do sistema de planejamento Eclipse 11.0. Os dosímetros foram irradiados um a um devido ao posicionamento dos mesmos no molde. O molde que foi feito para essas medidas apresenta um local específico para alocar cada tipo de dosímetro em cada cavidade, por isso só pode ser irradiado um dosímetro de cada tipo por cavidade por irradiação. Esse processo foi repetido 16 vezes para melhorar a estatística da pesquisa. Na Figura 18 são apresentadas algumas das posições

do gantry do acelerador linear durante sua rotação contínua na irradiação objeto simulador de PMMA com cinco cavidades.

Figura 18. Variação da posição do gantry do acelerador linear durante sua contínua rotação e irradiação do objeto simulador.

As doses absorvidas obtidas foram doses individuais, porém foram analisadas as doses absorvidas médias do lote também. Para assegurar a confiabilidade do planejamento e garantir que não houvesse movimentação dos dosímetros durante e entre as irradiações foi feito um molde de material termoplástico para posicioná-los dentro das cavidades do objeto simulador (Figura 19). O material termoplástico é o mesmo utilizado nas máscaras de

imobilização para radioterapia de cabeça e pescoço e que apresenta densidade “ ρ ” igual a 1,15 g/cm³. Porém, seu Z_{efetivo} é desconhecido por motivos comerciais. Foram feitas 5 peças de material termoplástico com diferentes geometrias e durante confecção foram inseridas, em cada peça, 4 cavidades de acordo com a geometria e dimensão de cada tipo de dosímetro. Também foram confeccionados 5 moldes de papel cartão amarelo com recortes centrais baseados nas diferentes peças de material termoplástico (Figura 19).

As peças foram então posicionadas nos recortes do papel cartão e fixadas com fita adesiva transparente. Os 5 arranjos (peça + papel cartão) foram posicionados sobre o fantoma de PMMA com as 5 geometrias e foram agrupados de maneira com que tivéssemos apenas um molde final (Figura 19). Esse molde final se manteve montado durante todas as medidas. Para os dois planejamentos o isocentro foi localizado a uma profundidade de 9 cm do objeto simulador de PMMA.

Todas as leituras OSL foram realizadas utilizando a leitora TL/OSL RISO modelo TL/OSL-DA-20 (Figura 20) e as leituras TL utilizando a leitora TL Harshaw modelo 4500 (Figura 21). Para as leituras OSL os dosímetros foram iluminados com o LED azul utilizando o modo de intensidade de iluminação constante (“*Continuos wave – CW*”) com pico de emissão de 470 nm e o filtro Hoya U-340.

Figura 19. Confeção do molde – peça de material termoplástico + papel cartão – para posicionamento dos dosímetros durante as irradiações.

Figura 20. Leitora TL/OSL RISO modelo TL/OSL-DA-20.

Figura 21. Leitora TL Harshaw modelo 4500.

Como o sistema fotomultiplicadora possui um limite para leitura de até 10^5 contagens por segundo, foram utilizados diferentes colimadores confeccionados com papel cartão preto com pequenas aberturas centrais para que não houvesse saturação do sistema fotomultiplicador quando a resposta OSL dos dosímetros fosse muito intensa, Figura 22. As aberturas centrais são 1mm, 2 mm, 5 mm e 10 mm para os colimadores 1 a 4 respectivamente.

Figura 22. Colimadores para a leitura OSL dos dosímetros.

Nesse trabalho os colimadores foram utilizados apenas com os dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. Para as leituras TL utilizando a leitora Harshaw, não foi necessário nenhum colimador pois as leituras não ultrapassaram o seu limite.

Os dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ não foram utilizados como dosímetro OSL pois o intervalo de comprimento de onda do filtro utilizado durante as medidas (Hoya U-340) não é compatível com o comprimento de onda do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$.

7. Resultados e Discussão

7. Resultados e Discussão

7.1. Seleção dos dosímetros

Todos os dosímetros apresentaram valores de sensibilidade individual em relação ao ^{60}Co dentro do limite de $\pm 5\%$ em relação à sensibilidade média do lote. Esses dosímetros foram utilizados anteriormente em outra pesquisa, portanto, já haviam sido selecionados de um lote maior de aproximadamente 150 dosímetros. Neste trabalho então apenas conferimos suas sensibilidades para termos certeza que se tratava de um lote homogêneo¹. Dessa maneira, os dosímetros foram divididos em grupos de dosímetros com sensibilidades individuais próximas, aumentando a precisão e confiabilidade das medidas. A seleção foi feita para cada tipo de técnica empregada, TL e OSL.

7.2. Seleção do tratamento térmico do $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$

Nas Tabelas 1 a 4 e nas Figuras 23 e 24 são apresentadas as respostas TL e OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ antes e após os quatro diferentes tratamentos térmicos encontrados na literatura (item 5.4). Foram utilizados 40 dosímetros divididos em 4 grupos contendo 10 unidades cada. Os mesmos grupos foram utilizados para avaliar os tratamentos para ambas as técnicas. A incerteza apresentada nas tabelas 1 a 4 são relativas ao desvio padrão da média de cada grupo e consideramos irrelevante a incerteza instrumental quando comparada à incerteza estatística.

Foram padronizadas as unidades de leitura TL e OSL como “u.a. – unidades arbitrárias”, porém o leitor TL fornece os resultados em unidades de carga elétrica (Coulomb) e o leitor OSL em contagens por segundo (cps).

¹ Como a seleção foi feita para outro trabalho não foi possível colocar neste os dados de seleção.

Tabela 1. Resposta TL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ antes e após os tratamentos térmicos 1 e 2, encontrados na literatura

Leitura TL (u.a.)					
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 1 (800°C/10min)	$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 2 (800°C/15min)
1	515,4	98,8	11	514,9	75,9
2	524,9	98,6	12	522,3	74,7
3	527,7	97,4	13	529,3	75,9
4	530,2	99,5	14	531,9	76,5
5	538,9	99,8	15	536,8	77,8
6	543,2	103,3	16	541,1	78,5
7	544,8	100,9	17	548,7	79,9
8	549,9	102,9	18	552,4	80,7
9	553,9	106,1	19	556,7	83,2
10	558,3	104,2	20	560,1	80,9
média	538,7±13,8	101,2±2,8	média	539,4±15,1	78,4±2,7

Tabela 2. Resposta TL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ antes e após os tratamentos térmicos 3 e 4, encontrados na literatura.

Leitura TL (u.a.)					
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 3 (900°C/15 min)	$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 4 (900°C/10min)
21	514,4	39,1	31	512,4	64,1
22	520,7	36,9	32	514,8	69,2
23	525,3	37,9	33	520,1	63,6
24	535,4	38,3	34	527,1	65,9
25	540,1	38,4	35	548,9	66,5
26	538,1	38,6	36	540,8	67,8
27	543,9	39,2	37	541,6	68,4
28	547,9	40,2	38	559,9	69,6
29	551,8	39,3	39	555,4	69,9
30	553,4	40,2	40	557,5	67,2
média	537,1±13,3	38,8±1,0	média	537,8±18,1	67,2±2,2

Figura 23. Gráfico comparativo das respostas TL dos dosímetros $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ antes e após os quatro tratamentos térmicos diferentes.

Tabela 3. Resposta OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ antes e após os tratamentos térmicos 1 e 2, encontrados na literatura.

Leitura OSL (u.a.)					
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 1 (800°C/10min)	$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 2 (800°C/15min)
1	1008	357	11	1129	157
2	1054	336	12	1184	167
3	1123	343	13	1133	153
4	1141	335	14	1131	155
5	1292	337	15	1222	157
6	1245	350	16	1215	159
7	1360	365	17	1325	159
8	1191	382	18	1176	160
9	1115	371	19	1135	165
10	1374	346	20	1234	161
média	1190±125	352 ±16	média	1188 ±63	159±4

Tabela 4. Resposta OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ antes e após os tratamentos térmicos 3 e 4, encontrados na literatura.

Leitura OSL (u.a.)					
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 3	$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	S/ Trat.	Trat. 4
		(900°C/15 min)			(900°C/10min)
21	1208	89,0	31	1208	198
22	1254	86,0	32	1154	200
23	1173	89,0	33	1127	206
24	1164	88,0	34	1141	205
25	1272	88,0	35	1292	207
26	1245	92,0	36	1240	209
27	1290	92,0	37	1160	212
28	1191	93,0	38	1191	214
29	1175	91,0	39	1125	211
30	1264	93,0	40	1174	206
média	1224±47	90±2	média	1181±53	207±5

Figura 24. Gráfico comparativo das respostas OSL dos dosímetros $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ antes e após os quatro tratamentos térmicos diferentes.

Utilizando a técnica TL, a resposta dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ foi reduzida em 81,22%, 85,46%, 92,77% e 87,50% para os tratamentos 1 a 4 respectivamente e, utilizando a técnica OSL, a resposta foi reduzida em 70,41%, 86,60%, 92,63% e 82,50% para os tratamentos 1 a 4

respectivamente. O tratamento térmico de número 3 sugerido por Yukihiro et al (2003) foi o tratamento que se mostrou mais eficaz. Sendo assim, o tratamento térmico escolhido para os dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ foi o de 900°C por 15 min utilizando o forno tipo mufla Vulcan, modelo 3-550 PD.

7.3. Testes dos colimadores

Na Tabela 5 são apresentados os fatores de correção para o uso dos colimadores em medidas de OSL utilizando a leitora OSL. Os fatores de correção foram calculados de acordo com a equação 3.

$$f_c = \frac{R_0}{R_{col}} \quad \text{Equação 3}$$

em que: “ R_0 ” é a resposta do dosímetro sem o uso do colimador e “ R_{col} ” a resposta do dosímetro utilizando os colimadores.

Tabela 5. Fatores de correção obtidos para os quatro colimadores utilizados na leitura OSL dos dosímetros.

	Colimador 1	Colimador 2	Colimador 3	Colimador 4
Fator de correção – OSL				
LiF:Mg,Ti	228,07	193,62	36,003	15,347
microLiF:Mg,Ti	120,04	108,16	35,510	16,329
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	243,48	149,89	48,492	16,631

7.4. Limite inferior de detecção (LID)

O limite inferior de detecção foi calculado através da Equação 4.

$$LID = R_0 + 3.\sigma \quad \text{Equação 4}$$

em que, “ R_0 ” é a resposta TL/OSL dos dosímetros não-irradiados e “ σ ” o desvio padrão das medidas de R_0 (McKeever et al, 1995).

Os valores obtidos de LID são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. LID dos dosímetros de LiF:Mg,Ti, microLiF:Mg,Ti, CaSO₄:Dy e Al₂O₃:C utilizando fonte gama de ⁶⁰Co e feixe de fótons de 6MV e as técnicas TL e OSL.

Dosímetro	LID (mGy)			
	TL		OSL	
	⁶⁰ Co	Fótons - 6MV	⁶⁰ Co	Fótons - 6MV
LiF:Mg,Ti	82,6	82,4	1,7x10 ³	1,7x10 ³
microLiF:Mg,Ti	38,3	39,4	3,6x10 ³	3,7x10 ³
CaSO ₄ :Dy	25,7	25,1	-	-
Al ₂ O ₃ :C	37,8	38,2	66,0	65,4

7.5. Curva de dose-resposta

Nas Figuras 25 a 28 são apresentadas as curvas de dose-resposta para as fontes de ⁶⁰Co e feixe clínico de fótons de 6MV dos 4 tipos de dosímetros. As curvas de dose-resposta dos 4 tipos de dosímetros apresentaram comportamento linear no intervalo de dose de 0,10 a 14 Gy. Após 10 Gy é possível notar uma tendência de saturação da resposta TL e OSL. Esse comportamento pode ser observado para ambas as técnicas e tipos de fontes de radiação utilizadas considerando um gráfico diLog. Para a técnica OSL, o maior valor de desvio da média obtido foi de ±2,09% (12 cGy) e ±1,78% (8,0 Gy) para os dosímetros de Al₂O₃:C utilizando a fonte de ⁶⁰Co e feixe de fótons de 6 MV respectivamente. Para a técnica TL, o maior valor de desvio da média obtido foi de ±2,13% (5,0 Gy) e ±2,37% (14 Gy) para os microdosímetros de LiF:Mg,Ti utilizando a fonte de ⁶⁰Co e feixe de fótons de 6 MV respectivamente.

Figura 25. Curva de dose-resposta para a fonte gama de ^{60}Co dos dosímetros de LiF:Mg,Ti , microLiF:Mg,Ti e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ utilizando a técnica OSL.

Figura 26. Curva de dose-resposta para a fonte gama de ^{60}Co dos dosímetros de LiF:Mg,Ti , microLiF:Mg,Ti , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ utilizando a técnica TL.

Figura 27. Curva de dose-resposta para feixe de fótons de 6MV dos dosímetros de $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$, $\text{microLiF}:\text{Mg},\text{Ti}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ utilizando a técnica OSL.

Figura 28. Curva de dose-resposta para o feixe de fótons de 6MV dos dosímetros de $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$, $\text{microLiF}:\text{Mg},\text{Ti}$, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ utilizando a técnica TL.

7.6. Dependência energética

Como todos os dosímetros apresentaram comportamento linear no intervalo de dose de 0,10 a 10 Gy para radiação gama do ^{60}Co e de 0,30 a 10 Gy para feixe de fótons de 6 MV, a dependência energética foi analisada quantitativamente através de um fator de dependência energética $F_{^{60}\text{Co}}^{6MV}$ como é mostrado na Equação 5.

$$F_{^{60}\text{Co}}^{6MV} = \frac{\text{coef.angular}(6MV)}{\text{coef.angular}(^{60}\text{Co})} \quad \text{Equação 5}$$

Lembrando que o coeficiente angular corresponde à inclinação da reta no intervalo de dose citado acima. Caso o valor de $F_{^{60}\text{Co}}^{6MV}$ seja próximo de 1 significa que a resposta do dosímetro não muda com a energia do feixe, ou seja, não existe dependência energética. Nas Tabelas 7 e 8 é apresentado o $F_{^{60}\text{Co}}^{6MV}$ calculado para os 4 tipos de dosímetros.

Tabela 7. Coeficiente angular e de ajuste das retas de calibração para fonte gama de ^{60}Co e feixe de fótons de 6MV e fator de dependência energética obtido para os dosímetros de LiF:Mg,Ti, microLiF:Mg,Ti, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e a técnica TL.

	TL				$F_{^{60}\text{Co}}^{6MV}$
	^{60}Co		Fótons		
	Coef. angular	Coef. ajuste R ²	Coef. angular	Coef. ajuste R ²	
LiF:Mg,Ti	26,07	0,999	26,15	0,999	1,00
microLiF:Mg,Ti	1,85	0,999	1,80	0,996	0,97
Al ₂ O ₃ :C	1089,10	0,999	1077,90	0,996	0,99
CaSO ⁴ :Dy	1052,60	0,999	1079,00	0,999	1,03

Tabela 8. Coeficiente angular e de ajuste das retas de calibração para a fonte gama de ^{60}Co e feixe de fótons de 6MV e fator de dependência energética obtido para os dosímetros de LiF:Mg,Ti, microLiF:Mg,Ti e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e a técnica OSL.

	OSL				
	^{60}Co		Fótons		$F_{^{60}\text{Co}}^{6MV}$
	Coef. angular	Coef. ajuste R^2	Coef. angular	Coef. ajuste R^2	
LiF:Mg,Ti	2,62	0,999	2,58	0,999	0,98
microLiF:Mg,Ti	0,98	0,999	0,97	0,999	0,99
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	2856,90	0,999	2885,40	0,999	1,01
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	-	-	-	-	-

Todos os valores de $F_{^{60}\text{Co}}^{6MV}$ calculados estão próximos de 1, tanto utilizando a técnica TL quanto a técnica OSL. A máxima variação encontrada foi de $\pm 2,6\%$ para o dosímetro de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$. Sendo assim, nenhum tipo de dosímetro apresentou dependência energética significativa.

7.7. Sensibilidade

Para o cálculo da sensibilidade os dosímetros foram irradiados com doses de 5,0 Gy na fonte de ^{60}Co e 5,5 Gy com feixe de fótons de 6MV. Os valores de doses absorvidas escolhidos não foram os mesmos pois nas irradiações com feixe de fótons as mesmas foram determinadas pelo físico do Departamento de Radioterapia do Hospital Albert Einstein e as irradiações na fonte de ^{60}Co já haviam sido realizadas anteriormente. Sendo assim foram escolhidos valores de dose absorvidas próximas. Na Tabela 9 são apresentados os valores de sensibilidade obtidos para cada tipo de dosímetro.

Tabela 9. Sensibilidade dos dosímetros de LiF:Mg,Ti, microLiF:Mg,Ti, Al₂O₃:C e CaSO₄:Dy para fonte gama de ⁶⁰Co e feixe de fótons de 6MV.

	Sensibilidade (u.a./Gy)			
	TL		OSL	
	⁶⁰ Co 5Gy	Fótons - 6MV 5,5 Gy	⁶⁰ Co 5 Gy	Fótons - 6MV 5,5 Gy
LiF:Mg,Ti	2,6x10 ⁴	2,6x10 ⁴	2,7x10 ³	2,6x10 ³
microLiF:Mg,Ti	1,8x10 ²	1,8x10 ²	9,8x10 ¹	9,9x10 ¹
Al₂O₃:C	1,1x10 ⁵	1,1x10 ⁵	2,8x10 ⁵	3,0x10 ⁵
CaSO₄:Dy	1,1x10 ⁵	1,1x10 ⁵	-	-

7.8. Determinação das curvas de isodose em planejamento de VMAT utilizando o programa Eclipse 11.0

7.8.1. Simulação de planejamento com doses homogêneas de radiação nas cavidades do objeto simulador

O planejamento com doses homogêneas de radiação dentro das cavidades foi utilizado para analisar a concordância entre as doses absorvidas obtidas utilizando os dosímetros com as técnicas TL e OSL e as doses absorvidas dadas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

O planejamento simulado teve como objetivo a verificação das doses absorvidas em cinco volumes-alvo tratados simultaneamente. Para realizar o planejamento da irradiação uma tomografia computadorizada foi realizada anteriormente para delimitar as cavidades do objeto simulador e em seguida o sistema de planejamento Eclipse 11.0 determinar os valores de doses específicos para cada cavidade. Para transporte dos dosímetros entre o IPEN e o HIAE, estes foram sempre envolvidos em papel alumínio para evitar sensibilização através da luz solar. As doses fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 são apresentadas na Tabela 10.

Tabela 10. Doses fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

Cavidade		Dose (Gy)
Retângulo	1	3,00
Círculo	2	1,50
Quadrado menor	3	2,00
Triângulo	4	1,00
Quadrado maior	5	0,50

Foram utilizados 5 grupos contendo 8 dosímetros cada para irradiação das cavidades e 1 grupo com 5 dosímetros para análise do BG. Esse tipo de irradiação foi repetida 3 vezes para cada tipo de dosímetro. O planejamento simulado e suas curvas de isodose são apresentados na Figura 29.

Figura 29. Distribuição de dose e curvas de isodose calculadas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 no objeto simulador de PMMA com 5 cavidades.

Nas Tabelas 11 a 17 são apresentadas as doses absorvidas obtidas através dos dosímetros TL e OSL e as doses absorvidas fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0. Nas Figuras 30 a 36 são apresentados os gráficos comparativos entre essas doses absorvidas.

Tabela 11. Dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento e obtida com os dosímetros de LiF:Mg,Ti utilizando a técnica TL.

Eclipse 11.0	LiF:Mg,Ti - TL		
	1ª irradiação	2ª irradiação	3ª irradiação
3,00	3,01±0,01	3,04±0,02	3,00±0,01
1,50	1,49±0,01	1,50±0,01	1,51±0,01
2,00	1,99±0,01	2,00±0,01	1,99±0,01
1,00	0,99±0,01	0,99±0,01	1,01±0,01
0,50	0,50±0,02	0,49±0,02	0,49±0,01

Figura 30. Comparação entre as doses absorvidas obtidas através dos dosímetros de LiF:Mg,Ti e as doses absorvidas fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando a técnica TL.

Tabela 12. Dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento e obtida com os microdosímetros de LiF:Mg,Ti utilizando a técnica TL.

Eclipse 11.0	microLiF:Mg,Ti - TL		
	1ª irradiação	2ª irradiação	3ª irradiação
3,00	3,02±0,02	2,99±0,03	3,01±0,02
1,50	1,49±0,01	1,49±0,01	1,51±0,01
2,00	2,01±0,02	2,02±0,02	2,05±0,02
1,00	1,01±0,02	0,99±0,02	1,01±0,02
0,50	0,49±0,02	0,51±0,01	0,51±0,01

Figura 31. Comparação entre as doses absorvidas obtidas através dos microdosímetros de LiF:Mg,Ti e as doses absorvidas fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando a técnica TL.

Tabela 13. Dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento e obtida com os microdosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ utilizando a técnica TL.

Eclipse 11.0	CaSO ₄ :Dy - TL		
	1ª irradiação	2ª irradiação	3ª irradiação
3,00	3,01±0,02	2,98±0,04	3,01±0,03
1,50	1,51±0,03	1,49±0,02	1,50±0,02
2,00	2,01±0,02	2,01±0,04	2,01±0,02
1,00	1,01±0,01	1,01±0,02	1,01±0,02
0,50	0,51±0,04	0,49±0,01	0,51±0,01

Figura 32. Comparação entre as doses absorvidas obtidas através dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e as doses fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando a técnica TL.

Tabela 14. Dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento e obtida com os dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ utilizando a técnica TL.

Eclipse 11.0	$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ - TL		
	1ª irradiação	2ª irradiação	3ª irradiação
3,00	3,03±0,06	3,01±0,04	3,02±0,05
1,50	1,53±0,05	1,52±0,04	1,52±0,04
2,00	2,05±0,04	2,03±0,04	2,03±0,04
1,00	1,03±0,03	0,99±0,03	1,01±0,03
0,50	0,51±0,09	0,51±0,01	0,51±0,01

Figura 33. Comparação entre as doses absorvidas obtidas através dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e as doses absorvidas fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando a técnica TL.

Tabela 15. Dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento e obtida com os dosímetros de LiF:Mg,Ti utilizando a técnica OSL.

Eclipse 11.0	LiF:Mg,Ti - OSL		
	1 ^a irradiação	2 ^a irradiação	3 ^a irradiação
3,00	3,01±0,02	3,00±0,03	3,01±0,02
1,50	1,50±0,09	1,52±0,04	1,50±0,01
2,00	1,99±0,02	2,01±0,02	2,01±0,02
1,00	1,01±0,02	1,01±0,02	1,01±0,02
0,50	0,49±0,02	0,50±0,01	0,50±0,01

Figura 34. Comparação entre as doses absorvidas obtidas através dos dosímetros de LiF:Mg,Ti e as doses absorvidas fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando a técnica OSL.

Tabela 16. Dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento e obtida com os dosímetros de microLiF:Mg,Ti utilizando a técnica OSL

Eclipse 11.0	microLiF:Mg,Ti - OSL		
	1ª irradiação	2ª irradiação	3ª irradiação
3,00	3,09±0,01	3,02±0,04	3,03±0,03
1,50	1,52±0,04	1,51±0,02	1,50±0,03
2,00	2,01±0,03	2,01±0,03	2,00±0,03
1,00	1,03±0,03	1,01±0,01	0,99±0,01
0,50	0,50±0,01	0,50±0,01	0,49±0,01

Figura 35. Comparação entre as doses absorvidas obtidas através dos microdosímetros de LiF:Mg,Ti e as doses absorvidas fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando a técnica OSL.

Tabela 17. Dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento e obtida com os dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ utilizando a técnica OSL

Eclipse 11.0	Al ₂ O ₃ :C - OSL		
	1ª irradiação	2ª irradiação	3ª irradiação
3,00	3,03±0,04	3,00±0,03	3,02±0,03
1,50	1,52±0,02	1,51±0,02	1,51±0,02
2,00	2,01±0,03	2,01±0,02	2,01±0,03
1,00	1,02±0,03	1,02±0,02	1,01±0,03
0,50	0,52±0,02	0,51±0,01	0,51±0,01

Figura 36. Comparação entre as doses absorvidas obtidas através dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e as doses absorvidas fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando a técnica OSL.

A máxima variação entre as doses absorvidas médias obtidas através dos dosímetros e as doses absorvidas dadas pelo sistema de planejamento:

TL

- cavidade 3:
 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}: \pm 2,62\%$
- cavidade 5:
 $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}: \pm 0,996\%$
 $\text{microLiF}:\text{MgTi}: \pm 1,46\%$
 $\text{CaSO}_4:\text{Dy}: \pm 1,88\%$

OSL

- cavidade 4:
 $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}: \pm 0,735\%$
 $\text{microLiF}:\text{MgTi}: \pm 3,05\%$
- cavidade 5:
 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}: \pm 2,36\%$

7.8.2. Simulação de planejamento de vértebra com proteção de medula espinhal

Esse planejamento foi feito para analisar a distribuição de dose em um tratamento de tumor. Foram comparadas a distribuição de dose obtida através do uso dos dosímetros TL e OSL e a distribuição dada pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0. Assim como no planejamento anterior, uma tomografia computadorizada do objeto simulador com os dosímetros posicionados no molde foi realizada anteriormente à execução do planejamento para delimitar o volume de cada dosímetro e a posição exata de cada um dentro das cavidades. Foi simulado um tratamento de vértebra com proteção da medula espinhal com dose de 3,0 Gy no acelerador linear

Trubeam STx (6MV) do HIAE com uma taxa de dose de 1400 unidades monitoras (*“monitor units”* - MU) por minuto (1400 MU/min). As posições de cada dosímetro foram anotadas e armazenadas sempre na mesma sequência em placas com cavidades enumeradas. Da mesma maneira que anteriormente, para transportar os dosímetros entre o IPEN e o HIAE, estes foram sempre envolvidos em papel alumínio para evitar sensibilização através da luz solar.

Pode ser observado na Figura 32 que nesse planejamento a cavidade 1 (retângulo) foi considerada como o volume alvo e as demais cavidades como os possíveis órgãos de risco nesse tipo de tratamento. Sendo assim, a cavidade 1 (retângulo) simulou o tumor, a cavidade 2 (círculo) o rim, a cavidade 3 (quadrado menor) o esôfago, a cavidade 4 (triângulo) e a cavidade 5 (quadrado maior) a medula.

As irradiações foram feitas de modo que os 4 tipos de dosímetros fossem irradiados ao mesmo tempo. Os dosímetros foram irradiados um a um e esse processo foi repetido 16 vezes. As curvas de isodose desse planejamento e o posicionamento dos dosímetros no objeto simulador podem ser observados nas Figuras 37 e 38. Na Figura 39 é apresentado o histograma dose-volume para esse planejamento.

Figura 37. Curvas de isodose calculadas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 para o planejamento de vértebra com proteção da medula espinhal.

Figura 38. Imagens do planejamento de tratamento de vértebra com proteção de medula espinhal simulado no objeto simulador de PMMA com 5 cavidades.

Figura 39. Histograma cumulativo da dose-volume dado pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

Infelizmente o histograma fornecido pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 no dia possuía apenas uma cor e não foi possível através apenas dele relacionar a curva de variação de dose com a cavidade. Essa relação foi feita na Figura 47 e Tabelas 18 a 21. Nas Figuras 40 a 46 são apresentados os histogramas da variação da dose absorvida obtida utilizando os dosímetros LiF:Mg,Ti, microLiF:Mg,Ti, CaSO₄:Dy e Al₂O₃:C e a técnica TL e os dosímetros LiF:Mg,Ti, microLiF:Mg,Ti e Al₂O₃:C e a técnica OSL na simulação do planejamento de tratamento de vértebra com proteção da medula espinhal. Os valores das doses absorvidas observados nos histogramas representados nas Figura 40 a 40 representam um décimo dos valores fornecidos pelo histograma do sistema de planejamento, Figura 39, pois o tratamento seria realizado em 10 frações. (Obs.: Os histogramas dose-volume dos dosímetros foram obtidos utilizando a dose em centiGray, e não em Gy, para poderem ser comparados com o histograma dose-volume fornecido pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0).

Figura 40. Histograma das variações das doses absorvidas nas 5 cavidades para os dosímetros de LiF:Mg,Ti para a técnica TL.

Figura 41. Histograma das variações das doses absorvidas nas 5 cavidades para os microdosímetros de LiF:Mg,Ti para a técnica TL.

Figura 42. Histograma das variações das doses absorvidas nas 5 cavidades para os dosímetros de Al₂O₃:C para a técnica TL.

Figura 43. Histograma das variações das doses absorvidas nas 5 cavidades para os dosímetros de CaSO₄:Dy para a técnica TL.

Figura 44. Histograma das variações das doses absorvidas nas 5 cavidades para os dosímetros de LiF:Mg,Ti para a técnica OSL.

Figura 45. Histograma das variações das doses absorvidas nas 5 cavidades para os microdosímetros de LiF:Mg,Ti para a técnica OSL.

Figura 46. Histograma das variações das doses absorvidas nas 5 cavidades para os dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ para a técnica OSL.

A variação de dose de cada tipo de dosímetro em cada cavidade calculada pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 do HIAE é apresentada na Figura 47.

Nas Tabelas 18 a 21 podem ser observados os valores da dose absorvida mínima, dose absorvida máxima e dose absorvida média obtidas utilizando os dosímetros $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$, $\text{microLiF}:\text{Mg,Ti}$, $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e a técnicas TL e os dosímetros $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$, $\text{microLiF}:\text{Mg,Ti}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e a técnica OSL.

Structure	Min Dose	Max Dose	Mean Dose	Std Dev
RM	317.8 cGy	329.7 cGy	324.4 cGy	2.9 cGy
CM	119.0 cGy	125.0 cGy	121.9 cGy	1.2 cGy
TM	87.7 cGy	108.3 cGy	95.1 cGy	4.4 cGy
QGM	78.0 cGy	84.2 cGy	81.3 cGy	1.3 cGy
QPM	94.6 cGy	103.2 cGy	99.3 cGy	1.6 cGy
RL	311.7 cGy	325.6 cGy	318.2 cGy	2.3 cGy
QPL	80.6 cGy	92.9 cGy	87.0 cGy	2.6 cGy
QGL	61.4 cGy	76.4 cGy	66.1 cGy	2.5 cGy
Structure	Min Dose	Max Dose	Mean Dose	Std Dev
CL	108.5 cGy	115.4 cGy	112.6 cGy	1.7 cGy
TL	79.4 cGy	92.7 cGy	85.6 cGy	2.9 cGy
TO	69.1 cGy	103.2 cGy	79.8 cGy	7.7 cGy
TS	75.7 cGy	96.7 cGy	87.2 cGy	4.6 cGy
QGO	103.5 cGy	199.3 cGy	149.4 cGy	23.6 cGy
QGS	80.3 cGy	192.9 cGy	127.0 cGy	32.6 cGy
RO	311.3 cGy	328.3 cGy	318.1 cGy	3.6 cGy
QPO	79.6 cGy	92.1 cGy	86.2 cGy	2.7 cGy
RS	302.0 cGy	322.2 cGy	308.4 cGy	4.4 cGy
QPS	68.0 cGy	82.5 cGy	75.6 cGy	2.8 cGy
CS	116.3 cGy	130.1 cGy	123.0 cGy	3.2 cGy
CO	130.6 cGy	143.9 cGy	137.3 cGy	3.0 cGy

Figura 47. Molde de material termoplástico com as marcações de cada dosímetro irradiado e gradiente de dose de cada tipo de dosímetro em cada cavidade distinta calculada pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 (R = retângulo, C = círculo, T = triângulo, QG = quadrado grande, QP = quadrado pequeno, M = microLiF:Mg,Ti, L = LiF:Mg,Ti, S = CaSO₄:Dy, O = Al₂O₃:C).

Tabela 18. Distribuição de dose obtida através do dosímetro de LiF:Mg,Ti e fornecida pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

Cavidade	Dose (Gy)	Órgão simulado	LiF:Mg,Ti		Eclipse 11.0
			Técnica OSL	Técnica TL	
Retângulo (1)	Dose min.	Tumor	3,12	3,13	3,12
	Dose max.		3,26	3,23	3,26
	Dose média		3,19±0,04	3,19±0,03	3,18±0,02
Círculo (2)	Dose min.	Rim	1,06	1,09	1,08
	Dose max.		1,16	1,15	1,15
	Dose média		1,12±0,02	1,12±0,02	1,13±0,02
Quadrado menor (3)	Dose min.	Esôfago	0,79	0,81	0,81
	Dose max.		0,94	0,94	0,93
	Dose média		0,87±0,04	0,89±0,03	0,87±0,03
Triângulo (4)	Dose min.	Medula	0,78	0,82	0,79
	Dose max.		0,94	0,93	0,93
	Dose média		0,86±0,04	0,88±0,04	0,86±0,03
Quadrado maior (5)	Dose min.	Medula	0,60	0,66	0,61
	Dose max.		0,74	0,75	0,76
	Dose média		0,68±0,04	0,69±0,02	0,66±0,02

Tabela 19. Distribuição de dose obtida através do microdosímetro de LiF:Mg,Ti e fornecida pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

Cavidade	Dose (Gy)	Órgão simulado	microLiF:Mg,Ti		Eclipse 11.0
			Técnica OSL	Técnica TL	
Retângulo (1)	Dose min.	Tumor	3,14	3,16	3,18
	Dose max.		3,34	3,33	3,30
	Dose média		3,22±0,05	3,23±0,05	3,24±0,03
Círculo (2)	Dose min.	Rim	1,16	1,20	1,19
	Dose max.		1,28	1,26	1,25
	Dose média		1,21±0,03	1,23±0,02	1,22±0,01
Quadrado menor (3)	Dose min.	Esôfago	0,92	0,93	0,95
	Dose max.		1,06	1,06	1,03
	Dose média		1,00±0,03	1,01±0,03	0,99±0,02
Triângulo (4)	Dose min.	Medula	0,85	0,87	0,88
	Dose max.		1,12	1,08	1,08
	Dose média		0,94±0,07	0,98±0,06	0,95±0,04
Quadrado maior (5)	Dose min.	Medula	0,75	0,78	0,78
	Dose max.		0,87	0,87	0,84
	Dose média		0,83±0,03	0,84±0,02	0,81±0,01

Tabela 20. Distribuição de dose obtida através do dosímetro de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e fornecida pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

Cavidade	Dose (Gy)	Órgão simulado	$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ Técnica TL	Eclipse 11.0
Retângulo (1)	Dose min.	Tumor	3,04	3,02
	Dose max.		3,24	3,22
	Dose média		3,12±0,06	3,08±0,04
Círculo (2)	Dose min.	Rim	1,14	1,16
	Dose max.		1,33	1,30
	Dose média		1,22±0,05	1,23±0,03
Quadrado menor (3)	Dose min.	Esôfago	0,74	0,68
	Dose max.		0,85	0,82
	Dose média		0,80±0,03	0,76±0,03
Triângulo (4)	Dose min.	Medula	0,80	0,76
	Dose max.		0,98	0,97
	Dose média		0,88±0,05	0,87±0,05
Quadrado maior (5)	Dose min.	Medula	0,99	0,80
	Dose max.		1,47	1,93
	Dose média		1,31±0,12	1,27±0,33

Tabela 21. Distribuição de dose obtida através do dosímetro de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e fornecida pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

Cavidade	Dose (Gy)	Órgão simulado	$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$		Eclipse 11.0
			Técnica OSL	Técnica TL	
Retângulo (1)	Dose min.	Tumor	3,06	3,11	3,11
	Dose max.		3,31	3,31	3,28
	Dose média		3,21±0,05	3,19±0,06	3,18±0,04
Círculo (2)	Dose min.	Rim	1,26	1,21	1,31
	Dose max.		1,47	1,47	1,44
	Dose média		1,37±0,04	1,37±0,06	1,37±0,03
Quadrado menor (3)	Dose min.	Esôfago	0,75	0,84	0,80
	Dose max.		0,96	0,95	0,92
	Dose média		0,86±0,06	0,89±0,03	0,86±0,03
Triângulo (4)	Dose min.	Medula	0,68	0,70	0,69
	Dose max.		1,09	1,06	1,04
	Dose média		0,86±0,11	0,90±0,10	0,80±0,08
Quadrado maior (5)	Dose min.	Medula	1,15	1,01	1,03
	Dose max.		2,03	1,66	1,99
	Dose média		1,44±0,35	1,34±0,21	1,49±0,24

Pode ser observado que em relação à dose absorvida média obtida através dos dosímetros, a maioria dos valores calculados está no intervalo de variação de dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 e apresentaram uma variação máxima de 3,8%. Com exceção dos

dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, que apresentaram dose absorvida média na cavidade 4 (triângulo), que simula a medula, cerca de 12,18% e 8,13% maior do que a dose absorvida média dada pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando as técnicas TL e OSL respectivamente. O mesmo dosímetro, utilizando a técnica TL, apresentou dose absorvida média na cavidade 5 (quadrado maior), que também simula a medula, cerca de 10,26% menor do que a dada pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0. Outra exceção foi utilizando o dosímetro $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e a técnica TL, em que a dose absorvida média na cavidade 3 (quadrado menor), que simula o esôfago, foi 5,09% maior do que a fornecida pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 do HIAE.

A maior variação observada entre as doses absorvidas foi em relação à dose absorvida mínima e máxima na cavidade 5 (quadrado maior). Nessa cavidade a dose absorvida mínima obtida utilizando o dosímetro $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e a técnica TL foi 22,74% maior e a dose máxima foi 23,83% menor do que a dada pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0. Essas variações já eram esperadas e podem ser explicadas pelo fato dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ estarem posicionados em uma região em que passa mais de uma curva de isodose, como pode ser confirmado na Figura 4. Essas variações de doses absorvidas foram pontuais e não ultrapassaram 10% das medidas de todos os dosímetros utilizando ambas as técnicas.

Para os dosímetros de $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ a dose absorvida nas cavidades 2 a 5 correspondeu, em média, a 35%, 31%, 26,8% e 21,3% da dose absorvida recebida na cavidade 1 (tumor) respectivamente, para ambas as técnicas. Para os dosímetros de $\text{microLiF}:\text{Mg,Ti}$ a dose absorvida nas cavidades 2 a 5 correspondeu, em média, a 37,5%, 27,5%, 29,5% e 25,8% da dose absorvida recebida na cavidade 1 (tumor) respectivamente, para ambas as técnicas. Para os dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ a dose absorvida nas cavidades 2 a 5 correspondeu, em média, a 42,9%, 27%, 27,5% e 43,5% da dose absorvida recebida na cavidade 1 (tumor) respectivamente, para ambas as técnicas.

No caso dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, que foram utilizados apenas com a técnica TL, a dose absorvida nas cavidades 2 a 5 correspondeu, em média, a 39%, 25,5%, 28,3% e 41,8% da dose absorvida recebida na cavidade 1 (tumor) respectivamente. Todas as doses absorvidas estão de

acordo com as fornecidas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 e com o limite de $\pm 5\%$ estabelecido pela ICRU, 1976 com exceção do dosímetro de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ utilizando a técnica TL na cavidade 3. Outra exceção foi a dose absorvida obtida através do dosímetro de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ utilizando a técnica TL nas cavidade 4 e 5. Nessas cavidades a dose absorvida obtida foi 11,88% maior e 10,58% menor do que a dose absorvida fornecida pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0.

A dose absorvida utilizando a técnica TL correspondeu em média a no mínimo 96,26%, 92,83%, 87,82% e 76,17% das doses absorvidas dadas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando os dosímetros de microLiF:Mg,Ti , LiF:Mg,Ti , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ respectivamente. Utilizando a técnica OSL, a dose absorvida correspondeu em média a no mínimo 96,75%, 96,12% e 91,87% das doses absorvidas dadas pelo sistema de planejamento Eclipse 11.0 utilizando os dosímetros de microLiF:Mg,Ti , LiF:Mg,Ti e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ respectivamente.

8. Conclusões

8. Conclusões

- Todas as medidas apresentaram repetibilidade dentro do intervalo de $\pm 3\%$;
- As técnicas TL e OSL apresentaram resultados coerentes para todos os dosímetros em relação aos resultados do sistema de planejamento Eclipse 11.0 do HIAE;
- As técnicas TL e OSL se mostraram confiáveis para aplicação na dosimetria em VMAT;
- Os microdosímetros de LiF:Mg,Ti apresentaram os melhores resultados em relação aos demais dosímetros. Apesar de menor sensibilidade, esses dosímetros apresentam uma menor probabilidade de estarem posicionados em mais de uma curva de isodose ao mesmo tempo no planejamento devido à sua pequena dimensão;
- Apesar da técnica OSL apresentar resultados um pouco melhores, a técnica TL se mostrou mais eficaz do que a OSL para a dosimetria de rotina do hospital que não possui um laboratório de OSL por necessitar de menores precauções quanto ao transporte e manuseio dos dosímetros;
- Se o hospital possuir um laboratório de leitura OSL no departamento e apresentar a logística suficiente para manuseio dos dosímetros, ambas as técnicas se mostraram aptas sendo, neste caso, a técnica OSL mais eficaz para as análises de distribuição de dose em planejamentos de VMAT;

- A avaliação da distribuição de dose é de extrema importância para o controle de qualidade dos equipamentos de VMAT e também dos planejamentos de tratamentos de pacientes.

9. Referências Bibliográficas

9. Referências Bibliográficas

AAPM Summer School. Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art. 2003.

AKSELROD, M. S.; BOTTER-JENSEN, L.; McKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry, Rad. Measurements, v.41, p.S78-S99, 2007.

ANTONIO, P.L.; PINTO, T.N.O.; CALDAS, L.V.E. TL and OSL techniques for calibration of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ clinical applicators. Proceedings of Third European IRPA Congress, Helsinki, Finland, June 14-16, 2010.

BORDY, J. M.; BESSIERES, I.; D'AGOSTINO, E.; DOMINGO, C.; D'ERRICO, F.; DI FULVIO, A.; KNEZEVIC, Z.; MILJANIC, S.; OLKO, P.; OSTROWSKY, A.; POUMAREDE, B.; SOREL, S.; STOLARCZYK, L.; VERMESSE, D. Radiotherapy out-of-field dosimetry: Experimental and computational results for photons in a water tank, Rad. Meas. v. 57, p. 29-34, 2013.

BORTFELD, T. Image-Guided IMRT Springer-Verlag, 2006.

BOTTER-JENSEN, L.; McKEEVER, S. W. S.; WINTLE, A. G. Optically stimulated luminescence dosimetry. Amsterdam: Elsevier, 2003.

BOUDOU, C.; BISTON, M.C.; CORDE, S.; ADAM, J.F.; JOUBERT, A.; CHARVET, A.M.; NEMOZ, C.; FERRERO, C.; ESTÈVE, F.; ELLEAUME, H. Dosimetry for synchrotron stereotactic radiotherapy: Fricke gel and Monte Carlo calculations. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, v.548, p.65-68, 2005.

BOYER, A. L.; BUTLER, B.; DIPETRILLO, T. A.; ENGLER, M. J.; FRAASS, B.; GRANT, W.; LING, C. C.; LOW, D. A.; MACKIE, T. R.; MOHAN, R.; PURDY, J. A.; ROACH, M.; ROSENMAN, J. G.; VERHEY, L. J.; WONG, J. W.; CUMBERLIN, R. L.; STONE, H.; PALTA, J. R. Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest. *Int. J. of Rad. Oncol., Biol, Phys*, v.51 (4), p.880-914, 2001.

BOYER, A.L.; DESOBRY, G.E.; WELLS, N.H. Potential and limitations of invariant kernel conformal therapy. *Med. Phys.*, v.18 (4), p.703-712, 1991.

BRAHME, A. AGREN, A. Optimal dose distribution for eradication of heretogeneous tumors. *Acta Oncol.*, v.26, p.377-385, 1987.

BRAVIM, A. Avaliação de dosímetros termoluminescentes empregando objetos simuladores equivalentes à água para aplicação na dosimetria de feixes clínicos de elétrons. 2010. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

BRAVIM, A.; SAKURABA, R.K.; CRUZ, J.C.; CAMPOS, L.L. Dose–response and intrinsic efficiency of thermoluminescent dosimeters in a 15 MV clinical photon beam in a liquid water phantom. *Applied Rad. and Isotopes*, v.70, p.1360-1362, 2012.

BRAVIM, A.; SAKURABA, R.K.; CRUZ, J.C.; CAMPOS, L.L. Study of LiF:Mg,Ti and CaSO₄:Dy dosimeters TL response to electron beams of 6 MeV applied to radiotherapy using PMMA and solid water phantoms. *Rad. Measurements*, v.46, p.1979-1981, 2011.

BUTSON, M. J.; ELFERINK, R.; CHEUNG, T.; YU, P. K. N.; STOKES, M.; QUACK, K. Y.; METCALFE, P. Verification of lung dose in an anthropomorphic phantom calculated by the collapsed cone convolution method. *Phys. Med. Biol.* v.45, p.N143-N149, 2000.

CAMPOS, L.L. Preparation of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ TL Single Crystals. J. Lum. v.28, p.481, 1983.

CAMPOS, L.L. Thermoluminescence of materials and its application on radiation dosimetry. Cerâmica [online], vol.44 (290), p. 244-251. ISSN 0366-6913, 1998.

CAMPOS, L.L.; LIMA, M.F. Dosimetric properties of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ + Teflon pellets produced at IPEN. Radiol. Prot. Dosim. v.14 (4), p.333, 1986.

CARVAJAL, M.A.; SIMANCAS, F.; GUIRADO, D.; VILCHES, M.; LALLENA, A.M.; PALMA, A.J. A compact and low cost dosimetry system based on MOSFET for in vivo radiotherapy. Sensors and Actuators A: Physical, v.182, p.146-152, 2012.

CARVALHO, A.L.S. Implementação de um sistema de dosimetria “in-vivo” em Radioterapia Externa – aplicação no cancro da mama. Dissertação (Mestrado). Universidade do Minho, Braga, 2009.

CHATTERJEE, S.; BAKSHI, A.K.; KINHIKAR, R.A.; CHOURASIYA, G.; KHER, R.K. Response of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ phosphor based TLD badge system to high energy electron beams from medical linear accelerator and estimation of whole body dose and skin dose. Rad. Measurements., v.44, p.257-262, 2009.

CHIN, L., REGINE, W. Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery, Springer, New York, 2008.

CHUANG, C.F.; VERHEY, L.J.; XIA, P. Investigation of the use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification. Med. Phys., v.29, p.1109–1115, 2002.

CROSS, P., JOSEPH, D.J., CANT, J., COOPER, S.G.; DENHAM, J.W. Tangential breast irradiation: simples improvements. Int. J. Rad. Oncol., Biol., Phys. v.23, p.433-42, 1992.

CUNNINGHAM, J.H.E. The physics of radiology. 4th Edition Charles C, Thomas Publisher. 1983.

DELGADO, J.F.V. Testes de aceitação, comissionamento e controle da qualidade com colimador micro multi-lâminas. Revista Imagem, n.27, p.62-63, 2005.

DEVITA, V. T. Cancer Principles e practice of oncology. Lippincott Williams e Wilkins. 2000.

DING, X.; OLSZANSKI, A.; SCHEUERMANN, R.; BELLERIVE, M.; SOLBERG, T. SU-E-T-153: Establish a Comprehensive Patient-Specific Plan QA Database for Institutional Quality Control Program. Med. Phys., v. 41, p. 258, 2014.

ESCH, A. V.; HUYSKENS, D.P.; BEHRENS, C.F.; SAMSOE, E.; SJOLIN, M.; BJELKENGREN, U.; SJOSTROM, D.; CLERMONT, C.; HAMBACH, L.; SERGENT, F. Implementing RapidArc into clinical routine: a comprehensive program from machine QA to TPS validation and patient QA. Medical Physics, v. 38, n. 9, p. 5146–5166, 2011.

ESTRO. Booklet 9. “Guidelines for the verification of IMRT”, 2008.

EZZELL, G.A.; GALVIN, J. M.; LOW, D.; PALTA, J. R.; ROSEN, I.; SHARPE, M. B.; XIA, P.; XIAO, Y.; XING, L.; YU, C. X. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Am. Assoc. Phys. Med, v.30 (8). p.2089-2115, 2003.

FONTENOT, J.D.; KING, M.L.; JOHNSON, S.A.; WOOD, C.G.; PRICE, M.J.; LO, K. K. Single-arc volumetric-modulated arc therapy can provide dose

distributions equivalent to fixed-beam intensity-modulated radiation therapy for prostatic irradiation with seminal vesicle and/or lymph node involvement. British Journal of Radiology, v.85, p.231-236, 2012.

FRAASS, B.; DOPPKE, K.; HUNT, M.; KUTCHER, G.; STARKSCHALL, G.; STERN, R.; DYKE, J. V. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning, Med. Phys., v.25 (10), p.1773-1829, 1998.

FRAGOSO, M.; PILLAI, S.; SOLDBERG, T. D.; CHETTY, I. J. Experimental verification and clinical implementation of a commercial Monte Carlo electron beam dose calculation algorithm. Med. Phys. v.35 (3), p.1028-1038, 2008.

FURETTA, C. Questions and Answers on Thermoluminescence (TL) and Optically Stimulated Luminescence (OSL). Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, 2008.

GALVIN, J. M.; EZZELL, G.; EISBRAUCH, A.; YU, C.; BUTLER, B.; XIAO, Y.; ROSEN, I.; ROSENMAN, J.; SHARPE, M.; XING, L.; XIA, P.; LOMAX, T.; LOW, D. A.; PALTA, J. Implementing IMRT in clinical practice: A joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicists in Medicine. Int. J. Rad.. Oncol., Biol., Phys., v.58, p.1616-34, 2004.

GASPARIAN, P.B.R. Methodological developments for application of optically stimulated luminescence (OSL) in medical dosimetry. Dissertação (Mestrado). Oklahoma State University, Oklahoma, 2009.

GASPARIAN, P.B.R.; VANHAVERE, F.; YUKIHARA, E.G. Evaluating the influence of experimental conditions on the photon energy response of Al₂O₃:C optically stimulated luminescence detectors. Rad. Measurements, v.47, p.243-249, 2012.

HALL, E.J. Radiobiology for the radiologist. Lippincott. 1988.

HANCOCK, S.S. End-to-End Radiosurgery tests with Lucy® Phantom. Radiation Therapy Department Southeast Missouri Hospital, Cape Girardeau, MO. May – June, 2008.

HONG T, RITTER M, HARARI P. Intensity-modulated radiation therapy: emerging cancer treatment technology. British Journal of Cancer, v.92: p.1819-1824, 2005.

HUFTON, A. P. Practical Aspects of Thermoluminescence Dosimetry. London: HPA, 1984.

HUGHES, R.C.; HUFFMAN, D; SNELLING, J. V.; ZIPPERIAN, T.E.; RICCO, A.J.; KELSEY, C.A. Miniature radiation dosimeter for in vivo radiation measurements Int. J. Rad. Oncol., Biol., Phys, v.14, p.963–967,1988.

INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP. Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., v.51 (4), p.880-914, 2001.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students. Vienna, 2005.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU Report 44: Tissues Substitutes in Rad. Dosimetry and Measurement. Bethesda, Maryland: ICRU Publications, 1989.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU Report 24: Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Bethesda, Maryland: ICRU Publications, 1976.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU Report 83: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam IMRT. Geneva, Switzerland, 2010.

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R. The Physics of Radiology. 3.ed. Illinois: Charles C. Thomas, 1974.

KAMIO, Y.; BOUCHARD, H. SU-F-BRE-01: A Rapid Method to Determine An Upper Limit On a Radiation Detector's Correction Factor During the QA of IMRT Plans. Med. Phys., v.41, p. 391, 2014.

KEHWAR, T. S.; BHARDWAJ, A. K.; CHAKARVARTI, S. K. Evaluation of dosimetric effect of leaf position in a radiation field of an 80 leaf multileaf collimator fitted to the LINAC head as a tertiary collimator. Appl. Clin. Med. Phys., v.7 (3), p.43-54, 2006.

KHAN, F.M. The physics of radiation therapy. 2.ed. Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins, 1994.

KINHIKAR, R.A.; UPRETI, R.; SHARMA, S.; TAMBE, C. M.; DESHPANDE, D. D. Intensity modulated radiotherapy dosimetry with ion chambers, TLD, MOSFET and EDR2 film. Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine, v.30, p.25-32, 2007.

KNEZEVIC, Z.; STOLARCZYK, L.; BESSIERES, I.; BORDY, J. M.; MILJANIC, S.; OLKO, P. Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry. Rad. Meas., v. 57, p. 9-18, 2013.

KNÖÖS, T., AHLGREN, L.; NILSSON, M. Comparison of measured and calculated absorbed doses from tangential irradiation of the breast. Radiother. Oncol., v.7, p.81-88, 1986.

KRON, T.; ELLIOT, A., WONG, T., SHOWELL, G., CLUBB, B.; METCALFE, P. X-ray surface dose measurements using TLD extrapolation. Med. Phys., v.20, p.703-711, 1994.

KUTCHER, G. J; COIA, L.; GILLIN, M.; HANSON, W.F.; LEIBEL, S.; MORTON, R.J.; PALTA, J.R.; PURDY, J.A.; REINSTEIN, L.E.; SVENSSON, G.K.; WELLER, M.; WINGFIELD, L. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, Med. Phys., v. 21, p. 581-618 , 1994.

LIM, C.S.; LEE, S.B.; JIN, G.H. Performance of optically stimulated luminescence Al_2O_3 dosimeter for low doses of diagnostic energy X-rays. Applied Rad. and Isotopes, v.69, p.1486-1489, 2011.

LINTHOUT, N. A simple theoretical verification of monitor unit calculation for intensity modulated beams using dynamic mini-multileaf collimation. Radioth. Oncol., v.71, p.235-241, 2004.

LIVINGSTONE, J.; HOROWITZ, Y.S.; OSTER, L.; DATZ, H.; LERCH, M.; ROSENFELD, A; OROWITZ; A. Experimental investigation of the 100 keV x-ray dose response of the high-temperature thermoluminescence in LiF:Mg,Ti (TLD-100):theoretical interpretation using the unified interaction model. Rad. Prot. Dosimetry. v.138 (4), p.320–333, 2010.

LOW, D.A.; DEMPSEY, J.F.; VENKATESAN, R.; MUTIC, S.; MARKMAN, J.; HAACKE, E.M.; PURDY, J.A. Evaluation of polymer gel and MRI as a 3-D dosimeter for intensity-modulates radiation therapy. Med. Phys., v.26 (8), p.1542-1551, 1999.

LOW, D.A.; GERBER, R.L.; MUTIC, S.; PURDY, J.A. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. International Journal of Rad. Oncol., Biol., Phys., v.40 (5), p.1231-1235, 1998.

LOW, D.A.; MUTIC, S.; DEMPSEY, J.F.; GERBER, R.L.; BOSCH, W.R.; PEREZ, C.A.; PURDY, J.A. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radioth. and Oncol.*, v.49, p. 305-316, 1998.

MANSFIELD, C.M.; SUNTHARALINGAM, N. Thermoluminescence dosimetry in radiation oncology. *Appl. Radiol.*, v.2, p.43-48, 1976.

MARQUES, S.S. Estudo dosimétrico prévio de irradiação da próstata com arco conformacional dinâmico. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Lisboa.

MATSUSHIMA, L.C. Avaliação da resposta de detectores termoluminescentes na dosimetria de feixes clínicos utilizando diferentes simuladores. 2010. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. Thermoluminescence dosimetry materials: Properties and uses. Ashford, Kent: Nuclear Technology Publishing, 1995.

McKEEVER, S.W.S. Thermoluminescence of Solids. Cambridge, England: Cambridge University Press, 1985.

MEDICAL PHYSICS WEB. VMAT Planning. Disponível em: http://medicalphysicsweb.org/cws/article/opinion/35091/1/vmat_2307. Acesso em: 10 de Dez de 2014.

METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. The Physics of Radiotherapy X-rays from Linear Accelerators. Madison, WI: Med. Phys, 2007.

MIJNHEER, B.; BEDDAR, S.; IZEWSKA, J.; REFT, C. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Medical Physics*, v. 40, p.070903, 2013.

MOSCOVITCH, M.; HOROWITZ, Y.S. Thermoluminescent materials for medical applications: LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P. Radiation Measurements. v.41 (1), p.S71-S77, 2007.

MRČELA, I.; BOKULIĆ, T.; IZEWSKA, J.; BUDANEC, M.; FRÖBE, A.; KUSIĆ, Z. Optically stimulated luminescence in vivo dosimetry for radiotherapy: physical characterization and clinical measurements in ^{60}Co beams. Phys. Med. and Biol., v.56, p.6065-6082, 2011.

MUNDT, A.J. Intensity Modulated Radiation Therapy – A clinical perspective. 2005.

NELSON, V.K.; McLEAN, I.D.; HOLLOWAY, L. Thermoluminescent dosimetry (TLD) for megavoltage electron beam energy determination. Rad. Measurements. v.45, p.698-700, 2010.

NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; XAVIER, M.; KHOURY, H. J.; CALDAS, L. V. E. Pre-evaluation of an ionization chamber for clinical radiotherapy dosimetry. Radioproteção, v. 2, p. 133-138, 2012.

NUNES, M.G; CAMPOS, L.L. Study of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ and LiF:Mg,Ti detectors TL response to electron radiation using a SW Solid Water phantom. Rad. Measurements, v.43, p. 459-462, 2008.

NUNES, M.G. Avaliação do desempenho dos detectores termoluminescentes de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e LiF:Mg,Ti na dosimetria de feixes clínicos de elétrons. 2008. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

OLKO, P.; MARCZEWSKA, B.; CZOPYK, L.; CZERMAK M.A.; KŁOSOWSKI, M.; WALIGÓRSKI, M.P.R. New 2-d dosimetric technique for radiotherapy based on

planar thermoluminescent detectors. Rad. Prot. Dosimetry. v.118 (2), p.213–218, 2006.

OSTER, L.; DRUZHYNIA, S.; HOROWITZ, Y.S. Optically stimulated luminescence in LiF:Mg,Ti: Application to solid-state radiation dosimetry. Nuclear Instruments and Methods in Phys. Research A648, p.261–265, 2011.

OSTER, L.; HOROWITZ, Y.S.; PODPALOV, L. OSL and TL in LiF:Mg, Ti following alpha particle and beta ray irradiation: application to mixed-field radiation dosimetry. Rad. Prot. Dosimetry, v. 128 (3), p. 261–265, 2008.

PALTA, J.R.; LIU, C.; LI, J.G. Quality Assurance of Intensity-Modulated Radiation Therapy. Int. J. Rad. Oncol., Biol., Phys., v.71, p.108-112, 2008.

PEARSON S, LADAPO J, PROSSER L. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) for Localized Prostate Cancer. Institute for Clinical and Economic Review. 2007. Disponível em: <http://www.icer-review.org/index.php/Search/newestfirst.html?searchphrase=all&searchword=IMRT>>. Acesso em: 10/02/2011.

PEREZ, C.A. Principles and practice of radiation oncology. Lippincott Williams e Wilkins. 2004.

PERINI, A. P.; NEVES, L. P.; FERNANDEZ-VAREA, J. M.; BUERMANN, L.; CALDAS, L. V. E. Evaluation and simulation of a new ionization chamber design for use in computed tomography beams. IEEE Transactions on Nuclear Science, v. 60, p. 768-773, 2013.

PULLIAM, K.B.; FOLLOWILL, D.; COURT, L.; DONG, L.; GILLIN, M.; PRADO, K.; KRY, S.F. A six-year review of more than 13,000 patient-specific IMRT QA results from 13 different treatment sites. J. Appl. Clin. Med Phys., v. 15, n. 5, p. 4935, 2014.

QUACH, K.Y.; MORALES, J.; BUTSON, M.J.; ROSENFELD, A.B.; METCALFE, P.E. Measurement of radiotherapy X-ray skin dose on a chest wall phantom. *Med. Phys.*, v.27 (7), p.1676–1680, 2000.

RAMASESHAN, R.; KOHLI, K. S.; ZHANG, T. J.; LAM, T.; NORLINGER, B.; HALLIL, A.; ISLAM, M. Performance characteristics of a microMOSFET as an *in vivo* dosimeter in radiation therapy, *Phys. Med. Biol.*, v.49, p.4031-4048, 2004.

RICHTER, D.; DOMBROWSKI, H.; NEUMAIER, S.; GUIBERT, P.; ZINK, A.C. Environmental gamma dosimetry with OSL of α -Al₂O₃:C for *in situ* sediment measurements. *Rad. Prot. Dosimetry*, v. 141 (1), p.27-35.

ROSA, L.A.R. Dosimetria Termoluminescente aplicada à Física Médica. Departamento de Física Médica, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2000.

RUDÉN, B. Evaluation of the clinical use of TLD. *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.*, v.15, p.447-467, 1976.

SCAFF, L.A.M. Física da Radioterapia. São Paulo: Sarvier. 1997.

SOUBRA, M.; CYGLER, J.; MACKAY, G. Evaluation of a dual bias dual metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter. *Med. Phys.*, v.21, p.567–572, 1999.

THOMSON, I.; THOMAS, R.E.; BERNDT L.P. Radiation dosimetry with MOS sensors. *Rad. Prot. Dosimetry*, v.6, p.121–124, 1984.

TSAI, J.; WZER, D.E.; LING, M.N.; WU, J.K.; FAGUNDES, M.; DiPETRILLO, T.; KRAMER, B.; KOINSTINEN, M.; ENGLER, M. Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int. J. Rad. Oncol., Biol., Phys.*, v.40 (5), p.1213-1230, 1998.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Millennium MLC. Disponível em: http://content.atomz.com/pb00002f26/stage/eufr/oncology/radiation_oncology/unique/millennium_mlc.html. Acesso em: 10 de Dez de 2014.

VERBAKEL, W.F.A.R. Dosimetric validation of RapidArc treatment plans for 5 treatment sites. *Med. Phys.*, v.35, p.2967, 2008.

VERBAKEL, W.F.A.R.; CUIJPERS, J.P.; HOFFMANS, D.; BIEKER M.; SLOTMAN, B.J.; SENAN, S. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. Conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v.74 (1), p.252-259, 2009.

VERGOTE, K. Development of polymer gel dosimetry for applications in intensity modulated radiotherapy. Thesis Gent University, 2005.

VITERI, J.F.D. Intercomparação de colimadores de múltiplas lâminas para implementação de terapia de feixes de intensidade modulada. Dissertação de Mestrado IPEN, 2006.

WAGNER, D.; VORWERK, H. Two years experience with quality assurance protocol for patient related Rapid-Arc treatment plan verification using a two dimensional ionization chamber array. *Rad. Oncol.* 6: 21, 2011.

YUKIHARA, E.G.; MCKEEVER, S.W.S. Ionizations density dependence of the optically and thermally stimulated luminescence from $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *Rad. Prot. Dosimetry*, v.119, p.206-217, 2006.

YUKIHARA, E.G.; MCKEEVER, S.W.S. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine, *Phys. Med. Biol.*, v.53, p.R351-R379, 2008.

YUKIHARA, E.G.; MCKEEVER, S.W.S. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine, *Phys. Med. Biol.*, v.53, p.R351-R379, 2008.

YUKIHARA, E.G.; WHITLEY, V.H.; MCKEEVER, S.W.S.; AKSELROD, A.E.; AKSELROD, M.S. Effect of high-dose irradiation on the optically stimulated luminescence of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *Rad. Measurements*, v.38, p.317-330, 2004.

YUKIHARA, E.G.; WHITLEY, V.H.; POLF, J.C.; KLEIN, D.M.; MCKEEVER, S.W.S.; AKSELROD, A.E.; AKSLEROD, M.S. The effects of deep trap population on the thermoluminescence of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *Rad. Measurements*, v.37, p.627-638, 2003.