AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**Determinação das curvas de isodose e confirmação do planejamento em
Radioterapia de Intensidade Modulada – IMRT convencional empregando as técnicas
de termoluminescência, luminescência opticamente estimulada e detectores
semicondutores**

Luciana Cardoso Matsushima

**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

**Determinação das curvas de isodose e confirmação do planejamento em
Radioterapia de Intensidade Modulada – IMRT convencional empregando as técnicas
de termoluminescência, luminescência opticamente estimulada e detectores
semicondutores**

Luciana Cardoso Matsushima

**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

À Deus sempre, por todas as conquistas

À minha família por todo amor e apoio incondicionais

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Dra. Letícia L. C. Rodrigues, pelo incentivo, dedicação, paciência, confiança, estímulo e amizade. Serei sempre grata por seus valiosos ensinamentos e pela oportunidade de crescimento proporcionados durante a minha orientação. Muito obrigada!!!

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 dedicação exclusiva ao trabalho de pesquisa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo suporte financeiro.

Aos meus pais, Haruo e Maria Luiza, pelo amor e apoio incondicionais e por não medirem esforços para que eu concluísse mais essa etapa.

À minha irmã Lívia, pelo incentivo, conselhos, paciência, carinho e dedicação. Muito obrigada por tudo!!!

Ao Glauco Veneziani, por todo amor, dedicação, carinho, auxílio, incentivo e paciência dedicados a mim durante esses 8 anos de caminhada juntos!! Serei sempre grata por seu companheirismo incomparável e sem limites!!!

À Dra. Linda Caldas, pela amizade, disponibilidade e apoio durante a realização deste trabalho.

À Dra. Maria da Penha, pela amizade e pelas valiosas sugestões para a minha tese.

Aos físicos Roberto Sakuraba, Vinícius e José Carlos pelo imenso auxílio, orientação e pelas irradiações dos dosímetros, confiança e amizade.

Ao Hospital Israelita Albert Einstein por permitir a irradiação dos dosímetros.

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

**Determinação das curvas de isodose e confirmação do planejamento em
Radioterapia de Intensidade Modulada – IMRT convencional empregando as técnicas
de termoluminescência, luminescência opticamente estimulada e detectores
semicondutores**

Luciana Cardoso Matsushima

RESUMO

A radioterapia é uma das três principais modalidades utilizadas no tratamento de doenças malignas como o câncer; as outras duas são a quimioterapia e a radiocirurgia. Em contraste com outras especialidades médicas que necessitam principalmente do conhecimento clínico e da experiência de especialistas, a radioterapia, com a utilização da radiação ionizante no tratamento do câncer, depende do investimento pesado em tecnologias modernas e dos esforços colaborativos de diversos profissionais, cuja equipe coordenada influencia, sobremaneira, o resultado do tratamento.

A Radioterapia de intensidade modulada (IMRT) com o uso de colimadores multilâminas ("*multileaf collimators*" – MLCs) tem o potencial para alcançar um alto grau de conformidade da dose no alvo (tumor a ser tratado) e ainda promover a proteção de tecidos normais do que a maioria de outras técnicas de tratamento, especialmente para volumes-alvo ou órgãos de risco com formatos complexos. Entretanto, estudos recentes mostraram que baixas doses de radiação podem causar tumores secundários.

Esse trabalho tem como objetivo a determinação da distribuição de dose de radiação absorvida em diversas simulações de tratamentos radioterápicos com o uso de dosímetros compostos de LiF:Mg,Ti; CaSO₄:Dy e Al₂O₃:C, utilizando um objeto simulador de polimetilmetacrilato (PMMA) empregando as seguintes técnicas dosimétricas: termoluminescência (TL), luminescência opticamente estimulada (OSL) e detectores semicondutores (diodos).

Determination of isodose curves and planning confirmation in Intensity modulated radiation therapy – IMRT conventional using thermoluminescent techniques, optically stimulated luminescence and semiconductor detectors

Luciana Cardoso Matsushima

ABSTRACT

Radiotherapy is one of three principal treatment modalities used in the treatment of malignant diseases such as cancer; the other two are chemotherapy and radiosurgery. In contrast to other medical specialties that rely mainly on the clinical knowledge and experience of medical specialists, radiotherapy, with its use of ionizing radiation in treatment of cancer, relies heavily on modern technology and the collaborative efforts of several professionals whose coordinated team approach greatly influences the outcome of the treatment.

Intensity modulated radiation therapy (IMRT) with the use of multileaf collimators (MLCs) has the potential to achieve a much higher degree of target conformity and normal tissue sparing than most other treatment techniques, especially for target volumes or organs at risk with complex shapes. However, recent studies show that low doses of radiation can cause secondary cancers.

This work aims to determine the radiation dose distribution in several radiation therapy treatment simulations with use of LiF:Mg,Ti; CaSO₄:Dy and Al₂O₃:C dosimeters using a PMMA phantom for the following dosimetry techniques: thermoluminescence, optically stimulated luminescence (OSL) and semiconductor detectors.

Termos e expressões/ Siglas/ Abreviações

2D: bidimensional

3D: tridimensional

AAPM: *American Association of Physicists in Medicine* ou Associação Americana de Físicos em Medicina

AL: acelerador linear

BEV: *"Beam's Eye View"*

BG: *"background"* ou leitura devido à radiação de fundo (meio ambiente)

CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear

CT: *"computed tomography"* ou tomografia computadorizada

CW: *"continuous-wave"* ou método de iluminação constante

DP: desvio padrão

FWHM: *"full width at half maximum"* ou largura à meia altura

GTV: *"gross tumor volume"*

HIAE: Hospital Israelita Albert Einstein

IAEA: Agência Internacional de Energia Atômica

ICRP: *"International Commission on Radiological Protection"* ou Comissão Internacional de Proteção Radiológica

ICRU: *"International Commission on Radiation Units"* ou Comissão Internacional de Unidades de Radiação

IGRT: *"Image Guided Radiotherapy"* ou Radioterapia guiada por imagem

IMRT: *"Intensity modulated radiation therapy"* ou Radioterapia de intensidade modulada

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IR: *infrared* ou infravermelho

LET: *Linear Energy Transfer* ou transferência linear de energia

LM: modulação linear

“multileaf collimators” ou MLC: colimadores multilâminas ou multifolhas

OSL: *“Optically Stimulated Luminescence”* ou Luminescência opticamente estimulada

“out-of-field doses”: doses-fora-de-campo ou doses periféricas

“phantom”: objeto simulador

PMMA: polimetilmetacrilato

RPL: radiofotoluminescência

SAD: *“source to axis distance”* ou distância da fonte (ou foco) até o eixo, ou seja, é a distância da fonte ao eixo de rotação do *gantry* (conhecido com isocentro)

SDD: distância da fonte ao diafragma

SI: Sistema Internacional

SSD: *“source to surface distance”* ou distância fonte-superfície

SW: *“solid water”* ou placas de água sólida

TBI: *“Total Body Irradiation”* ou irradiação de corpo inteiro

TFM: tubo fotomultiplicadora

TG: *Task Group* ou Grupo de trabalho

TL: termoluminescente

TLD: dosimetria termoluminescente

TLDs: dosímetros termoluminescentes

TRS: *Technical Report Series*

TSI: *“Total skin irradiation”* ou técnica de irradiação total da pele

TTP: *“time-temperature profile”* ou Perfil tempo-temperatura

u.a.: unidades arbitrárias

UM ou MU: unidades monitoras

UV: radiação ultravioleta

Z: número atômico ou número de prótons de um elemento químico. Se o elemento for neutro, o número de prótons é igual ao número de elétrons.

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	11
1.1. O câncer no Brasil	11
1.2. Revisão bibliográfica	14
1.2.1. Dosimetria em Radioterapia	14
1.3. Protocolos de dosimetria	19
2. OBJETIVOS	22
2.1. Objetivos gerais	22
2.2. Objetivos específicos	22
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	24
3.1. Grandezas e unidades dosimétricas	24
3.1.1. Exposição	24
3.1.2. Dose absorvida.....	25
3.1.3. Poder de freamento (" <i>Stopping power</i> ")	25
3.2. Fenômeno da luminescência	26
3.2.1. Teoria da Luminescência.....	27
3.3. Propriedades dos materiais dosimétricos	31
3.3.1. Sensibilidade	31
3.3.2. Curva dose-resposta	31
3.3.3. Decaimento térmico (" <i>fading</i> ")	32
3.3.4. " <i>Bleaching</i> " óptico.....	32
3.3.5. Tratamento térmico	33
3.3.6. Repetibilidade	34
3.3.7. Reprodutibilidade.....	34
3.3.8. Leitura da dose zero (BG do dosímetro).....	34
3.3.9. Limite inferior de detecção	35
3.4. Propriedades gerais do LiF:Mg,Ti	35
3.4.1. Curva de emissão do LiF:Mg,Ti	36
3.4.2. Características dosimétricas do LiF:Mg,Ti	38
3.5. Características dosimétricas do CaSO ₄ :Dy	41
3.6. Detectores de Al ₂ O ₃ :C	44
3.6.1. Decaimento do sinal do Al ₂ O ₃ :C.....	46
3.6.2. Leitura OSL.....	47
3.7. Evolução dos sistemas computadorizados de planejamento em Radioterapia.....	48

3.8.	Distribuição de dose e análise da radiação espalhada	52
3.8.1.	Objetos simuladores.....	52
3.8.2.	Distribuição da dose de acordo com a profundidade.....	53
3.8.3.	Porcentagem de dose de acordo com a profundidade (<i>"Percentage depth dose"</i>)	54
3.8.4.	Dependência da qualidade do feixe e profundidade	56
3.8.5.	Crescimento da dose inicial (<i>"Buildup"</i>).....	56
3.8.6.	Efeito do tamanho do campo e formato	58
3.8.7.	Dependência da distância fonte (foco)-superfície	59
3.9.	Planejamento do tratamento	60
3.9.1.	Curvas de isodose	60
3.9.2.	Distribuições das curvas de isodose.....	61
3.9.3.	Medidas das curvas de isodose	65
3.9.4.	Qualidade do feixe	66
3.9.5.	Tamanho da fonte (foco), distância foco-superfície (SSD) e distância foco-diafragma (SDD) (O Efeito penumbra)	68
3.9.6.	Colimação e filtro de achatamento.....	68
3.9.7.	Tamanho de campo	68
3.10.	Combinação dos campos de radiação.....	69
3.10.1.	Campos paralelos opostos	70
3.10.2.	Campos múltiplos.....	73
3.11.	Técnicas isocêntricas	77
3.11.1.	Feixes estacionários.....	77
3.11.2.	Terapia de rotação.....	78
3.12.	Planejamento do tratamento: forma do campo.....	78
3.12.1.	Colimadores <i>"multileaf"</i>	78
3.12.2.	Dose na pele.....	79
3.13.	Terapia com feixe de elétrons.....	80
3.13.1.	Irradiação total da pele (<i>"Total Skin Irradiation"</i> - TSI)	81
3.14.	Uso do <i>"bolus"</i>	84
4.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	85
4.1.	Tratamento térmico e leitura dos dosímetros	85
4.2.	Seleção dos dosímetros.....	89
4.3.	Objetos simuladores	89
4.4.	Sistemas de irradiação	92

4.5.	Curva dose-resposta	92
5.	RESULTADOS E DISCUSSÕES	94
5.1.	Curvas dose-resposta TL do LiF:Mg,Ti e CaSO ₄ :Dy	94
5.2.	Estudo do decaimento térmico do sinal (“ <i>fading</i> ”) dos TLDs de LiF:Mg,Ti após irradiação com fonte beta para a técnica OSL	96
5.3.	Estudo da correlação entre o “ <i>bleaching</i> ” do sinal OSL dos dosímetros de Al ₂ O ₃ :C e a efetividade do tempo de iluminação para diferentes doses em dosimetria beta	99
5.4.	PLANEJAMENTOS.....	102
5.4.1.	Avaliação da técnica OSL empregando dosímetros de LiF:Mg,Ti para aplicação em dosimetria beta e gama	102
5.4.2.	Determinação das doses absorvidas em volumes-alvo e das doses de radiação espalhada fora dos volumes-alvo	107
5.4.3.	Verificação das doses absorvidas em cinco volumes-alvo tratados ao mesmo tempo	113
5.4.4.	Determinação das doses absorvidas em dois tumores-alvo e otimização da mínima dose para os órgãos de risco.....	115
5.4.5.	Determinação das doses absorvidas em um volume-alvo (um tumor) e dos órgãos de risco	117
5.4.6.	Irradiação dos dosímetros com moldes de EVA para verificação das doses pontuais e mapeamento das curvas de isodose	123
5.4.7.	Planejamento do TSI.....	133
5.5.	Fontes de erros associados à dosimetria	142
5.5.1.	Fontes de erro em medidas TL	142
5.5.2.	Fontes de erro devido ao dosímetro	143
5.5.3.	Erros provenientes do leitor	144
5.5.4.	Erros devido aos procedimentos de tratamento	145
6.	CONCLUSÕES	146
	Referências bibliográficas	148

1. INTRODUÇÃO

1.1. O câncer no Brasil

Tumores malignos são responsáveis por morbidade e mortalidade elevadas na população de todo o mundo, afetando, em diferentes proporções, pessoas em idades produtivas ou idosas. Relatórios de agências internacionais de saúde mostram uma preocupação progressiva com a crescente incidência de tumores malignos na população em geral. O envelhecimento progressivo da população é uma característica relacionada com o desenvolvimento da sociedade, com as pessoas vivendo até idades progressivamente mais avançadas. O desenvolvimento socioeconômico e o aumento da expectativa de vida são fatores que contribuem para o aparecimento de um maior número de casos de doenças malignas. A proporção de óbitos por câncer em países desenvolvidos se aproxima de 20% de todas as causas de morte, enquanto em países menos desenvolvidos a mesma alcança somente 5%. No Brasil, em 1995, a frequência relativa dos óbitos por câncer foi de 12,4%. O Brasil situa-se, portanto, em um padrão intermediário entre as taxas verificadas em países de melhor ou pior nível socioeconômico (Salvajoli et al., 1999).

A avaliação da incidência de câncer no Brasil apresenta alguns aspectos peculiares que a tornam ainda hoje difícil e muito imprecisa. Existem deficiências regionais nos vários estados brasileiros, oferecendo dados mais ou menos fidedignos a respeito da incidência, das taxas de cura e da mortalidade relacionada a doenças malignas. Estudos analisando o retardo e o erro em diagnósticos encontrados em centrais de triagem de hospitais universitários ou em centros de referência demonstram claramente que o índice de suspeita para tumores malignos, do médico em geral no Brasil, é muito baixo: o retardo médio de diagnóstico da presença de tumor maligno no pulmão, por exemplo, é de sete meses, tempo suficiente para um paciente desenvolver metástases sistêmicas ou falecer de complicações relacionadas

ao tumor de base. Essas imprecisões levam concebivelmente a subestimar o número real de pessoas com diagnóstico de câncer nos diversos órgãos, assim como a mortalidade relacionada a neoplasias. Algumas regiões do Brasil carecem de métodos de diagnóstico básicos para câncer, como um patologista treinado. Nessas situações, torna-se óbvia a falta total de informações precisas sobre a incidência e a evolução de tumores malignos na população brasileira (Salvajoli et al., 1999). Baseia-se, portanto, nas informações contidas em atestados de óbitos de pessoas falecidas para determinar as taxas de incidência e de mortalidade por tumores malignos (Salvajoli et al., 1999).

O câncer no Brasil apresenta diferenças regionais importantes, alterando drasticamente todos os índices de incidências de câncer como um todo, ou de cada histologia ou sítio primário. A mortalidade por câncer se modifica significativamente de estado para estado, e até de instituição de saúde para outra no mesmo estado, ou na mesma cidade. As diferenças regionais de fatores de risco (fumo, dieta, exposição à radiação, higiene, etc.) afetam claramente a ocorrência de cada tumor regionalmente. É fundamental a conscientização dos governos brasileiros e da população da importância do câncer no Brasil, além da necessidade de se conduzir estudos epidemiológicos precisos e detalhados para orientar um programa regionalizado de controle da mortalidade por câncer (Salvajoli et al., 1999).

É nesse sentido que entra a dosimetria em Radioterapia, que tem como objetivo a verificação e a validação de um controle de qualidade dos mais variados métodos dosimétricos a fim de estimar a dose de radiação recebida pelo paciente em tratamento. A dosimetria TL é o método dosimétrico mais utilizado na dosimetria “*in vivo*”, seu representante mais comum é o LiF, o qual é versátil, equivalente ao tecido humano e de baixo custo (Smith et al., 1995). A dosimetria TL, entre as técnicas dosimétricas relativas, ganhou uma utilização generalizada devido à sua simplicidade, pequeno tamanho dos detectores e excelente resolução espacial. A principal aplicação da dosimetria TL é em dosimetria pessoal e em estudos das distribuições de doses em objetos simuladores com o uso de feixes de fótons e elétrons (Robar et al., 1996; McKeever et al., 1995). Entretanto, o seu manuseio necessita de calibração e procedimentos específicos para a sua leitura para conseguir resultados precisos. Os diodos necessitam de eletrônica associada, podem ser dependentes direcionais e das

condições de temperatura, no entanto, eles são altamente sensíveis e a leitura é instantânea, através de um eletrômetro (Stanton e Stinson, 1996; Dobbs et al., 1999).

Aplicações inovadoras da dosimetria baseada na técnica de Luminescência opticamente estimulada (OSL) estão surgindo para auxiliar os médicos oncologistas e físicos a conceber o mais eficaz, e menos deletério, tratamento para seus pacientes. Alta sensibilidade, distribuição precisa da luz, rápido tempo de leitura, leitor simples e de fácil automação são as principais vantagens da técnica OSL. Em radioterapia, o objetivo da dosimetria é certificar-se que a dose absorvida no volume-alvo é compatível com a dose prescrita, enquanto minimiza a dose absorvida nos tecidos normais circunvizinhos (Kron, 1999; Bilski et al., 2004)

Para verificar as variações da dose absorvida, avaliar as técnicas de tratamento e simular novas técnicas é necessário utilizar certos materiais que absorvem e espalham as radiações de uma maneira bastante semelhante ao corpo humano. Esses materiais que simulam o corpo humano são chamados de objetos simuladores (“*phantoms*”). As propriedades de alguns dos mais conhecidos objetos simuladores são apresentadas na TABELA 1 (Salvajoli et al., 1999). Pode ser verificado que as suas densidades são próximas às da água, visto que é o componente predominante do corpo humano. Existem comercialmente diversos tipos de simuladores antropomórficos, dentre eles o simulador Alderson Rando, que é composto por várias placas sobrepostas de materiais que simulam os componentes do corpo humano (tecido, músculo, osso, pulmões, cavidades, etc.) e tem a formato do corpo humano.

Tabela 1: Materiais utilizados como objetos simuladores (Salvajoli et al., 1999)

Material	Densidade (g/cm ³)	Elétrons/grama	Z (número atômico)
Água	1,00	$3,34 \times 10^{23}$	7,42
Poliestireno	1,04	$3,24 \times 10^{23}$	5,69
Acrílico (PMMA)	1,18	$3,24 \times 10^{23}$	6,48
Polietileno	0,92	$3,44 \times 10^{23}$	6,16
Mix D (nome comercial)	0,99	$3,41 \times 10^{23}$	7,05
M3 (nome comercial)	1,06	$3,34 \times 10^{23}$	7,35

1.2. Revisão bibliográfica

1.2.1. Dosimetria em Radioterapia

A indução de tumores após tratamentos radioterápicos é conhecida e estudada por muitos especialistas, entretanto, a estimativa da probabilidade de carcinogênese induzida pela radiação não é tão simples. O risco de câncer global é influenciado pela dose absorvida nos diversos órgãos radiossensíveis próximos ou distantes ao volume-alvo em radioterapia (Newhauser e Durante, 2011; Harrison, 2013; Kourinou et al., 2013; Knevezic, 2013). A incerteza na radiosensibilidade de um determinado órgão após a radioterapia é frequentemente considerada, até porque os fatores de risco muitas vezes usados destinam-se à proteção contra as radiações de baixa dose (NCRP, 1993; BEIR VII, 2006; ICRP, 2007; Harrison, 2013). Esses fatores são influenciados pelo sexo e a idade do indivíduo exposto. Além disso, os sistemas de planejamento de tratamento de radioterapia convencional não calculam as doses e os riscos associados a todos os órgãos radiossensíveis, mas geralmente aos órgãos próximos ao volume-alvo (Harrison, 2013).

Esse assunto deve ser renovado e revisto pelas comunidades científicas por duas razões. Primeiro, o prognóstico para muitos tipos de câncer, incluindo alguns em que a radioterapia é um componente significativo (por exemplo, próstata e mama) tem vindo a melhorar. A sobrevivência de 10 anos para câncer de próstata no Reino Unido aumentou de 20% para 60% ao longo dos últimos 30 anos. Foi observado também o correspondente aumento para câncer de mama de 40% a 70% no mesmo período (CRUK, 2012). Isto significa que um número cada vez maior de pacientes sobrevive por períodos comparáveis ou maiores do que o período de latência para a expressão de um segundo câncer, sofrendo assim um risco finito de radiocarcinogênese (Harrison, 2013). O período de latência para a radiocarcinogênese pode variar de 5 a 10 anos ou mais, dependendo do local e do indivíduo. Por exemplo, foi adotado um período mínimo de latência de 5 anos para o cálculo de risco de vida (BEIR VII, 2006; Harrison, 2013). A segunda razão é que estudos recentes em terapia com fótons como a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) e a Tomoterapia utilizam o princípio de construção da distribuição da dose-alvo exigido por uma série

de exposições de pequenos campos, levando assim a doses de fugas maiores em comparação com as técnicas de radioterapia convencionais, para a mesma dose alvo. Isso pode levar a uma dose absorvida maior para órgãos radiosensíveis e tecidos distantes do volume-alvo o que pode conduzir a uma probabilidade significativa de indução de um câncer (Harrison, 2013).

Harrison fez uma revisão de trabalhos realizados pela “*Radiation Protection Dosimetry in Medicine*” do “*European Radiation Dosimetry Group (EURADOS)*” sobre a estimativa de indução de câncer secundário após a radioterapia (Harrison, 2013). Esse trabalho concentrou as suas pesquisas nas medidas de doses-fora-de-campo (“*out-of-field doses*”) em tanques de água e em objetos simuladores, utilizando uma variedade de dosímetros: OSL, radiofotoluminescência (RPL) e TLD (dosimetria termoluminescente) para a dosimetria de fótons (Fraass e van de Geijn, 1983; van der Giessen, 1994; Diallo et al., 1996; Kaderka et al., 2012; D’Agostino et al., 2013; Bordy et al., 2013; Knezevic et al., 2013). Os resultados foram comparados com medidas utilizando câmaras de ionização para medidas rastreáveis a laboratórios primários. Outros pesquisadores utilizaram outros métodos dosimétricos como detectores semicondutores (diodos) que foram utilizados para estudos com colimadores multi-lâminas (MLCs) (Stern, 1999; Sharma et al., 2006 (a, b). Reft e colaboradores mediram as doses equivalentes de fótons para radioterapia conformacional 3-D (3DCRT) e para IMRT utilizando as técnicas TL e OSL (Reft et al., 2006). Vanhavere e colaboradores utilizaram TLDs para investigar as doses-fora-de-campo em 3DCRT e IMRT em simulações de tratamento de próstata (Vanhavere et al., 2004).

Estudos anteriores sugeriram que a introdução da IMRT pode dobrar a incidência de câncer secundário (Hall e Wu, 2003; Yu et al., 2011). Além disso, há um crescente uso de técnicas de imagem tanto para verificação quanto para guia da distribuição da dose fração-por-fração (“*Image Guided Radiotherapy*” – IGRT) que envolvem repetidas imagens de tomografia computadorizada (CT) durante todo o curso do tratamento usando raios X (com energias da ordem de kV ou MV). No entanto, os benefícios da radioterapia permanecem e são indiscutivelmente aprimorados pelas técnicas altamente conformacionais. O princípio central da orientação da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e da “*International*

Commission on Radiological Protection” - ICRP é que os benefícios da exposição humana devem ser superiores aos riscos (CNEN-Norma NN-3.01, 2014; McNiven et al., 2004; ICRP, 2007; Harrison, 2013). Então, de modo a justificar uma exposição, os benefícios e os riscos devem ser avaliados e comparados (Harrison, 2013).

O risco de câncer secundário pode, em muitos casos, ser aceitavelmente pequeno. Kry e colaboradores mostraram que o risco absoluto de indução de uma malignidade fatal após uma radioterapia de próstata era de 2 a 5%, aproximadamente, para diversos tratamentos, tipos de aceleradores e energias diferentes; no entanto, os estudos concluíram que a técnica de IMRT apresenta um risco maior do que a radioterapia convencional (Kry et al., 2005; Harrison, 2013). Os riscos devem, contudo, ser quantificados, de modo que seja feito o julgamento do risco-benefício. Isto é particularmente relevante para tratamentos de radioterapia de pacientes mais jovens, que podem ter perspectivas de sobrevivência longas e para quem os fatores de risco são mais elevados (Kry et al., 2005; BEIR VII, 2006; Harrison, 2013). Assim, quaisquer que sejam as dificuldades e incertezas na estimativa do risco, o seu cálculo reside no conhecimento da dose absorvida para os órgãos irradiados. Desse modo, a medida das doses-fora-de-campo (ou doses periféricas), a partir das quais as doses de órgãos específicos são inferidas, é um pré-requisito crucial para a estimativa de risco (Xu et al., 2008; Harrison, 2013).

Existem dois componentes principais das doses-fora-de-campo: a radiação espalhada pelo paciente (a qual é dependente do tratamento e rigorosamente influenciada pela dose prescrita e a distribuição de dose dentro do paciente) e a outra que é em função do desenho do cabeçote do aparelho, blindagem de fuga e colimadores para radiação espalhada. Muitos autores têm calculado as doses-fora-de-campo com o auxílio de diversos objetos simuladores (incluindo tanques preenchidos com água, objetos simuladores geométricos e antropomórficos) (Harrison, 2013). Um estudo realizado por Xu e colaboradores sumariza algumas medidas das doses-fora-de-campo para técnicas de radioterapia contemporâneas (Xu et al., 2008). Fora do volume de tratamento, a certa distância do isocentro, as doses-fora-de-campo podem variar em uma ordem de magnitude ou mais, dependendo da técnica de tratamento e do tipo de acelerador linear empregado (Harrison, 2013).

A validação de objetos simuladores (“*phantoms*”) e sistemas dosimétricos são essenciais para obter um programa de qualidade confiável em radioterapia (McNiven et al., 2004). Desse modo, para a avaliação dos riscos é necessário o uso de algoritmos para o cálculo de doses fora-de-campo (ou doses periféricas) e a comparação dessas doses com outros sistemas dosimétricos. Uma seleção apropriada de detectores e a determinação da localização espacial dos mesmos são cruciais para alcançar medidas de dose mais precisas quando os sistemas de IMRT são testados e comissionados. A localização espacial dos pontos de medida deve ser altamente precisa para possibilitar a avaliação quantitativa das doses calculadas em qualquer ponto.

Os objetos simuladores utilizados por alguns pesquisadores para a dosimetria de doses-fora-de-campo consistem de tanques preenchidos com água, placas de água sólida (“*solid water*”) ou placas de PMMA. Harrison e colaboradores desenvolveram uma variação do BOMAB (“*Bottle Mannequin Absorber*”) que consiste da aproximação de um tronco humano por um elipsoide, com cilindros que representam a cabeça, braços e pernas (Kramer et al., 1991; Harrison, 2013). O objeto simulador foi feito de PMMA e contém tubos do mesmo material para acomodar os dosímetros; ele foi preenchido com água (Harrison, 2013). Nesse trabalho o autor concluiu que a estimativa de risco de câncer secundário é difícil e que é inviável simular todos os tipos de tratamento possíveis e técnicas para todas as geometrias de pacientes. O desenvolvimento de algoritmos para o cálculo de doses-fora-de-campo é consideravelmente importante e necessita de validação para as medidas de dose de fótons e nêutrons. As distribuições das doses-fora-de-campo são significativamente diferentes devido às diferenças fundamentais entre a relação dose-profundidade quase exponencial para fótons e o intervalo finito de partículas carregadas com deposição de energia no pico de Bragg. Esse trabalho concluiu ainda que a radioterapia em pacientes pediátricos é de particular importância uma vez que o risco de carcinogênese para crianças e jovens é maior do que para pessoas mais idosas. Além disso, o tamanho do corpo de pacientes infantis é menor, isso significa que os órgãos estão mais próximos do volume-alvo (Newhauser e Durante, 2011; Harrison, 2013).

Knezevic e colaboradores utilizaram dosímetros termoluminescentes (TLDs) de LiF:Mg,Ti dos tipos TLD-100 e TLD-700, detectores OSL de Al₂O₃:C do tipo nanoDot e

detectores RPL do tipo bastões (GD-352M) para a verificação das doses periféricas em radioterapia (Knevezic, 2013). Esses detectores foram escolhidos por apresentarem pequenas dimensões (portabilidade), boa sensibilidade, uniformidade e uma resposta energética linear sobre o intervalo de energia dos fótons (MV) considerados para esse estudo. Para obter uma melhor precisão, os autores calcularam os fatores de correção para a sensibilidade individual de cada dosímetro TL e OSL. Os autores citaram um panorama geral dos métodos dosimétricos aplicados à radioterapia apresentando diversos trabalhos relevantes em ordem cronológica (Knevezic, 2013).

Bordy e outros pesquisadores utilizaram também as técnicas TL, OSL e RPL para estimar as doses periféricas (ou fora do volume-alvo) em radioterapia para feixes de 6, 12 e 20 MV. As medidas foram realizadas em um tanque preenchido com água, o qual continha tubos em seu interior para o posicionamento dos dosímetros. O primeiro conjunto de experimentos foi realizado com o feixe incidindo diretamente no objeto simulador de água. Os resultados obtidos demonstraram que o perfil das doses periféricas e na região da penumbra do feixe (incluindo o objeto simulador e o espalhamento do colimador) foi cerca de três ordens de grandeza (Bordy et al., 2013). O segundo conjunto de medidas utilizou o mesmo arranjo experimental que o primeiro, mas o feixe de radiação incidiu fora do objeto simulador de água, para evitar o seu espalhamento pela água. O objetivo foi medir a dose proveniente da dispersão da radiação pelo colimador e a radiação de fuga pelo fechamento das suas lâminas. Os resultados demonstraram que, dependendo da energia, a fuga típica e a dispersão da radiação pelo colimador representam 10-40% e 30-50% do total das doses-fora-de-campo, respectivamente. Nesse estudo convém observar alguns dados interessantes sobre a quantidade e a origem das radiações fora do feixe. Nele foi demonstrado que as relações entre o espalhamento da água, espalhamento do colimador e sua fuga dependem da energia do fóton. O espalhamento da água diminui com a energia enquanto que a fuga aumenta com a energia. O espalhamento do colimador varia lentamente com a energia (Bordy et al., 2013). Por fim, os autores concluíram que os três tipos de dosímetros apresentaram boa uniformidade e boa reprodutibilidade, portanto, eles podem ser utilizados para a dosimetria de fótons para doses-fora-de-campo (Bordy et al., 2013).

É com esse objetivo que entra a dosimetria em Radioterapia, que tem como objetivo a verificação e a validação do controle de qualidade dos mais variados métodos dosimétricos a fim de estimar a dose de radiação recebida pelo paciente em tratamento. A dose recebida pelo paciente pode ser medida utilizando TLDs ou detectores semicondutores (diodos) e, posteriormente, é feita uma comparação com as doses fornecidas pela distribuição de isodoses do sistema de planejamento (Stanton e Stinson, 1996; Dobbs et al., 1999).

1.3. Protocolos de dosimetria

O *Task Group 21* (TG-21) do Comitê de Radioterapia da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), publicado em 1983, estabelece um protocolo para a determinação da dose absorvida para feixes de fótons de alta energia e feixes de elétrons. Esse protocolo reconhece que o sucesso do tratamento radioterápico depende da precisão na descrição da dose, a qual não pode variar mais do que $\pm 5\%$ sobre o valor ideal. O estabelecimento de probabilidades de cura do tumor, escalas fracionadas de tempo-dose e as eficiências radiobiológicas necessitam que as incertezas sistemáticas na dosimetria sejam consideravelmente menores do que as incertezas relacionadas com a medida do volume tumor e a sua resposta. É com esse propósito que surgem os protocolos para estabelecer os parâmetros para a dosimetria de feixes de elétrons e fótons de alta energia, cujo objetivo é a melhora na precisão da dosimetria em radioterapia (AAPM, 1983).

De acordo com o TG-21 o material do objeto simulador pode ser água, poliestireno ou polimetilmetacrilato (PMMA). Os objetos simuladores de poliestireno ou PMMA necessitam que a geometria de calibração seja ajustada de modo que o dosímetro seja exposto à mesma fluência de fótons do que um objeto simulador de água (AAPM, 1983). É recomendado que o objeto simulador escolhido forneça a melhor reprodutibilidade e precisão para o feixe dosimétrico. Esse protocolo estabelece também a necessidade de comparação dos resultados com métodos

dosimétricos alternativos, ou seja, a escolha de métodos de validação de dosimetria independentes (AAPM, 1983).

Os avanços na dosimetria das radiações proporcionam a melhora na precisão da calibração de feixes de fótons e elétrons na área de radioterapia. Na primeira geração de protocolos, os laboratórios de calibração fornecem os fatores de calibração para câmaras de ionização em feixes de cobalto-60 (^{60}Co). O problema é que a omissão de informações como o tipo de câmara de ionização utilizada e o fator de qualidade do feixe poderia levar a erros de até 5% na calibração dos feixes. A segunda geração de protocolos (TG-21) melhorou a precisão na calibração da dose devido a introdução de cálculos mais complexos, especialmente para fatores câmara-dependentes e as suas variações com a qualidade do feixe (Almond et al., 1999).

O *Task Group 51* (TG-51) do Comitê de Radioterapia da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) é um protocolo de dosimetria de referência clínica para radioterapia de feixe externo que utiliza feixes de fótons com energias nominais entre ^{60}Co e 50 MeV e para feixes de elétrons (4-50 MeV). Todas as dosimetrias de referência são realizadas em um objeto simulador de água e o tamanho de campo definido (para feixes de fótons) é de 10 x 10 cm, definido na superfície do objeto simulador (AAPM, 1999; Knevezic et al., 2013). As medidas são realizadas com câmaras de ionização e é necessário o cálculo da dose absorvida para fatores de calibração na água (Almond et al., 1999).

O *Technical Report Series* (TRS 398) estabelece um código de prática para a dosimetria em radioterapia; a implementação desse código diminui as incertezas na dosimetria dos feixes de radioterapia. O desenvolvimento de padrões primários para dose absorvida na água para feixes de fótons de alta energia e elétrons e a oportunidade de usar esses padrões como uma base para a dosimetria de feixes de raios X oferece a possibilidade de estabelecer uma dosimetria coerente baseada em padrões de dose absorvida na água para todos os feixes de radioterapia, praticamente (IAEA, 2005).

As condições de referência para a determinação da dose absorvida na água para fótons de alta energia são apresentadas na TABELA 2.

Tabela 2: Condições de referência para a determinação da dose absorvida na água para fótons de alta energia estabelecidas pelo TRS-398 (Adaptado de IAEA, 2000).

Material do objeto simulador	Água
Tamanho de campo	10 x 10 cm
Distância fonte-superfície do objeto (SSD)	100 cm
Ponto de referência	No eixo central, ao centro do volume

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivos gerais

Este trabalho tem como objetivos gerais:

- A determinação das curvas de isodose em tratamentos de câncer pelo planejamento de IMRT convencional empregando as técnicas de dosimetria TL, OSL e detectores semicondutores (diodos) utilizando os seguintes tipos de dosímetros:
 - **Dosímetros TL:**
 - $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio) produzido pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos (LMD) do IPEN,
 - $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio) produzido pela Thermo Fisher Scientific (EUA),
 - **Dosímetros OSL:**
 - $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ (óxido de alumínio dopado com carbono ou alumina).
 - **Detectores semicondutores** (diodos de Silício).

2.2. Objetivos específicos

Este trabalho tem como objetivos específicos:

- Desenvolvimento de um objeto simulador de PMMA para aplicação na dosimetria em radioterapia;
- Caracterização e comparação das respostas individuais dos três tipos de detectores (TL, OSL e diodos) para a aplicação na dosimetria de feixes clínicos de fótons;

- Verificação das doses absorvidas em diversos órgãos radiosensíveis localizados próximos ao tumor por meio de simulações de vários tratamentos radioterápicos;
- Verificação das doses superficiais absorvidas em tratamentos de “*Total skin irradiation*” – (TSI) para irradiação de corpo inteiro utilizando um objeto simulador antropomórfico com feixe de elétrons de alta energia. Para esse último estudo foi feita a validação do método de tratamento para a doença conhecida como micose fungoide.

Este trabalho vem contribuir para a verificação e validação de outros métodos dosimétricos que podem ser empregados para o controle de qualidade na dosimetria em IMRT. Ele também demonstra sua importância pelo levantamento da estimativa das doses recebidas por tumores em tratamento (com a utilização de objetos simuladores) e nas regiões circunvizinhas ao tumor, inferindo as doses recebidas por órgãos de risco.

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1. Grandezas e unidades dosimétricas

As principais grandezas dosimétricas empregadas na dosimetria clínica voltada para a radioterapia são definidas a seguir.

3.1.1. Exposição

A grandeza Exposição (X) é uma medida da ionização produzida no ar por fótons, ou seja, convém ressaltar que a grandeza exposição é aplicada somente para radiação X ou gama (Khan, 2010; Tauhata et al., 2003). A *International Commission on Radiation Units* (ICRU 103) define a exposição (X) como o quociente de dQ por dm, em que dQ é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (négatron e pósitron) liberados pelos fótons no ar em um volume de massa dm são completamente freados no ar (equação 1).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (\text{equação 1})$$

A unidade do Sistema Internacional (SI) para a exposição é o coulomb por quilograma (C/kg), mas a unidade antiga é o Roentgen (R) (equação 2):

$$1 R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg ar} \quad (\text{equação 2})$$

3.1.2. Dose absorvida

A grandeza “dose absorvida” foi definida para descrever a quantidade de radiação para todos os tipos de radiação ionizante, incluindo partículas carregadas e sem carga, todos os materiais e todas as energias. A dose absorvida é a medida dos efeitos biologicamente significativos produzidos pela radiação ionizante. É a grandeza dosimétrica fundamental expressa por D (equação 3):

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (\text{equação 3})$$

Em que:

dE : é a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa dm . A unidade no SI é o joule por quilograma (J/kg), denominada gray (Gy) (CNEN-NN-3.01, 2014; Khan, 2010).

A unidade no SI para dose absorvida é o J/Kg e é definida como (equação 4):

$$1 \text{ Gy} = \frac{1 \text{ J}}{\text{kg}} \quad (\text{equação 4})$$

3.1.3. Poder de freamento (“Stopping power”)

Esse termo refere-se à perda de energia pelos elétrons por unidade de trajetória do material (Khan, 2010). O “stopping power” total de um material para partículas carregadas é definido pela ICRU como o quociente de dE por pdl , em que dE é a energia total perdida pela partícula ao atravessar um caminho de comprimento dl em um material de densidade ρ (equação 5):

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad} \quad (\text{equação 5})$$

Em que:

$(S/\rho)_{col}$ e $(S/\rho)_{rad}$ aplicam-se às perdas colisionais e radioativas, respectivamente.

3.2. Fenômeno da luminescência

A luminescência é a energia emitida por um material (sob forma de luz) após a absorção de energia de uma fonte excitada que promove a condução de elétrons do estado fundamental para o estado excitado. A luz emitida (desexcitação) pode ser classificada de acordo com o tempo característico (τ – constante de desexcitação do material) entre a absorção da energia de excitação e a emissão de luz. Se há emissão instantânea da luz ($\tau < 10^{-8}$ s) a luminescência é chamada de fluorescência. A luz é emitida com um comprimento de onda maior do que o comprimento de onda da luz absorvida. Se o tempo entre a absorção e a emissão é maior do que 10^{-4} s, a luminescência é chamada de fosforescência (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995; Khan, 2010). O processo de fosforescência é explicado pela presença de um nível metaestável, entre os níveis fundamental e excitado, que age como uma armadilha para o elétron. Se a transição chega a uma temperatura T e a diferença de energia E (entre os estados excitado e metaestável) é muito maior do que kT , o elétron tem uma maior probabilidade de permanecer armadilhado por um longo período de tempo.

Assumindo a distribuição de energia Maxwelliana, a probabilidade de escape (P) do elétron da armadilha é dada por (equação 6):

$$P = s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (\text{equação 6})$$

Em que:

s : é o fator de frequência, relacionado à oscilação do elétron na armadilha;

E : é a energia da armadilha;

K : é a constante de Boltzmann;

T : é a temperatura em K.

3.2.1. Teoria da Luminescência

O fenômeno da luminescência é observado durante a estimulação de isolantes cristalinos ou semicondutores, os quais foram previamente excitados, tipicamente por exposição à radiação ionizante. A excitação eleva o cristal em um estado metaestável, caracterizado por elétrons e buracos (cargas positivas) separadamente armadilhados nos defeitos da rede cristalina. Durante o processo de leitura, o calor (processo TL) ou a luz (processo OSL) estimulam a liberação desses elétrons e buracos dos centros de armadilhamento, resultando em uma recombinação dos pares elétrons-buracos e excitação dos centros de luminescência no cristal. A técnica consiste da emissão de fótons quando esses centros de luminescência excitados decaem ao estado fundamental (Cameron et al., 1968; McKeever et al., 1995; Olko, 2010; Yukihiro e McKeever, 2011).

Em um primeiro estágio, o detector TL ou OSL é exposto à radiação ionizante. A energia depositada pela radiação resulta em excitações e ionizações: os elétrons são conduzidos para a banda de condução, onde eles podem se mover livremente pelo cristal. Desse modo, ele deixa um buraco que também pode mover-se livremente na banda de valência. O processo de criação de um par elétron-buraco está representado na FIGURA 1. Existe a probabilidade de que esses elétrons livres e buracos fiquem armadilhados nos defeitos da rede cristalina, os níveis de energia para os quais estão representados por linhas horizontais curtas na banda intermediária (*"band gap"*), localizada entre a banda de valência e a banda de condução.

Os defeitos da rede cristalina podem ser introduzidos como um resultado do equilíbrio termodinâmico, dopando o cristal durante o seu processo de crescimento e tratamento pós-crescimento ou irradiação com partículas energéticas ou fótons. Os níveis de energia introduzidos pelos defeitos são responsáveis pelo armadilhamento de elétrons e buracos que podem se recombinar. Na ausência de estimulação térmica ou óptica, essa concentração de elétrons e buracos armadilhados pode permanecer estável por longos períodos de tempo, representando efetivamente o estado metaestável do cristal. Os defeitos também podem ser responsáveis pela recombinação, promovendo inicialmente a captura de um buraco da banda de valência e, subsequentemente, capturando um elétron da banda de condução, ou vice-versa. O defeito no qual ocorre esse processo é chamado de centro de recombinação (Cameron et al., 1968; McKeever et al., 1995; Olko, 2010; Yukihiro e McKeever, 2011).

Após a irradiação há um período de latência caracterizado por uma concentração metaestável de elétrons e buracos armadilhados. Se os poços de potencial associados aos centros de armadilhamento são suficientemente profundos, então a probabilidade de fuga induzida termicamente das cargas armadilhadas é desprezível, a temperatura ambiente. Essa concentração relativamente estável de elétrons e buracos armadilhados está relacionada com a energia absorvida pelo cristal durante o processo de excitação que é a dose absorvida de radiação; isso representa a informação latente sobre o campo de radiação (Cameron et al., 1968; McKeever et al., 1995; Yukihiro e McKeever, 2011).

A informação armazenada no detector OSL pode ser obtida pela estimulação óptica (luz). No exemplo, um fóton com um comprimento de onda λ_{stim} (luz verde) estimula o elétron da banda de condução. Uma vez na banda de condução, o elétron está livre para se mover pela rede do cristal e pode alcançar o buraco (que encontra-se armadilhado). O processo de recombinação do par elétron-buraco cria um defeito no estado excitado, o qual relaxa ao estado fundamental pela emissão de um fóton de comprimento de onda λ_{OSL} (luz azul).

A FIGURA 1 esboça como um material OSL pode ser usado como um dosímetro. A FIGURA 1-a corresponde ao período no qual o dosímetro é exposto à radiação. A

FIGURA 1-b corresponde ao período no qual o dosímetro é levado ao laboratório e armazenado. A FIGURA 1-c corresponde à leitura da informação armazenada no material. No modelo mais simples do processo OSL pode ser observado que a intensidade OSL decai exponencialmente durante a estimulação.

Figura 1: Estágios envolvendo o processo OSL: (a) excitação do detector OSL pela radiação ionizante criando elétrons livres e buracos; (b) período de latência caracterizado pela concentração metaestável de elétrons e buracos capturados nos defeitos do cristal e (c) estimulação do detector com a luz, permitindo a recombinação de pares elétrons-buracos e emissão de luz (OSL). (Adaptado de Yukihiro, E. G.; McKeever, S. W. S. Optically stimulated luminescence – Fundamentals and applications. Oklahoma: John Wiley & Sons, 2011).

A descrição simplificada do processo OSL fornece alguns dos elementos essenciais do fenômeno: (a) mostra que há uma relação entre a intensidade do sinal OSL e a dose absorvida de radiação ionizante, a informação da interação do detector com o campo de radiação (dose absorvida) sendo armazenada como resultado das

transições eletrônicas e armadilhamento de carga em um cristal imperfeito; (b) mostra como a informação armazenada representada pelas cargas armadilhadas pode ser lida pelos processos eletrônicos estimulantes no cristal usando luz; (c) define a OSL como um fenômeno de luminescência transiente, o qual diminui com o tempo sob a exposição à luz e não pode persistir indefinidamente porque a população de cargas armadilhadas é esgotada durante a estimulação (Yukihara e McKeever, 2011).

Convém ressaltar que o processo de termoluminescência ocorre da mesma forma para o modelo de bandas descrito anteriormente, a única diferença é que no processo de leitura TL o dosímetro é estimulado termicamente (através do aquecimento a altas temperaturas) e no processo OSL o dosímetro é estimulado pela luz (com determinado comprimento de onda). O arranjo para a medida da resposta TL está esquematizado na FIGURA 2. O material irradiado é colocado em uma bandeja, a qual é aquecida. A luz emitida é medida por um tubo fotomultiplicador (TFM), que converte a luz em corrente elétrica. A corrente é então amplificada e medida por um aparato eletrônico.

Figura 2: Diagrama esquemático do aparato para medir a resposta TL. Nele são observados a TFM e a localização da amostra de TLD na prancheta aquecida (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.3. Propriedades dos materiais dosimétricos

3.3.1. Sensibilidade

A sensibilidade de um material TL é formalmente definida como a razão entre sinal TL pela unidade de dose absorvida. Para definir tal parâmetro de modo absoluto deve-se considerar o sistema de leitura TL utilizado na medida, filtros ópticos, a taxa de aquecimento e o método de medida do sinal TL (geralmente a área da curva de emissão entre duas temperaturas escolhidas, ou a altura de um pico TL particular). Para superar as incertezas associadas com a medida absoluta da sensibilidade define-se a sensibilidade relativa comparando a resposta TL de um material de interesse com a resposta TL do LiF (TLD-100), que é considerado com sensibilidade igual a 1. Desse modo a sensibilidade (S) é definida na equação 7.

$$S = \frac{R_{TL}}{D_{TLD-100}} \quad (\text{equação 7})$$

Em que:

S : é a sensibilidade do material,

R_{TL} : é a leitura TL do material,

$D_{TLD-100}$: é a leitura TL do TLD-100.

A sensibilidade OSL também pode ser definida como a resposta do decaimento OSL pela dose absorvida.

3.3.2. Curva dose-resposta

A curva dose-resposta é representada pela resposta TL do dosímetro em função da dose de radiação absorvida. Há um limite inferior de detecção, abaixo do qual o TLD não diferencia as doses com as quais é irradiado; daí até certo ponto da curva, a resposta é linear com a dose, que é superestimada na região supralinear (saturação da resposta TL). Desse modo, com o aumento da dose na região supralinear a sensibilidade do dosímetro é reduzida (Oberhofer e Scharmann, 1981).

A curva dose-resposta ideal é linear sobre todo o intervalo de exposição útil, de modo a simplificar a calibração e o seu uso. Alguns TLDs não respondem linearmente e necessitam de uma calibração adequada para o intervalo de dose de interesse. Geralmente, a parte linear é gradual, então, a resposta pode ser aproximada como linear sobre o intervalo limitado.

3.3.3. Decaimento térmico (“*fading*”)

O decaimento do sinal ou “*fading*” é observado quando o sinal TL de uma amostra fica instável com o tempo ou ele diminui após a irradiação. O “*fading*” mais predominante é o térmico (McKeever et al., 1995).

O efeito da luz em uma amostra TL irradiada consiste de uma redução do sinal TL, dependendo da intensidade da luz, seu comprimento de onda e duração da exposição. Para aplicações práticas (dosimetrias pessoal, ambiental e clínica), a sensibilidade à luz de diferentes materiais TLs pode ser evitada embalando os dosímetros com materiais que impedem a entrada de luz. Se esse procedimento não for aplicado, fatores de correção para o “*fading*” devem ser determinados realizando experimentos no escuro e em condições iluminadas (Furetta, 1937).

3.3.4. “*Bleaching*” óptico

O “*bleaching*” óptico indica o efeito da luz (de um comprimento de onda específico) em amostras TL irradiadas, no sentido de que estimulação dos portadores de carga de um centro de defeito em particular pode ser conseguida por meio de absorção de energia óptica. Isso resulta em uma fotodepopulação do centro. Os portadores de carga podem se recombinar com cargas de sinais opostos, emitindo luz durante a iluminação (“*bleaching light*”) ou podem ser rearmadilhadas em outros centros de armadilhamento (Furetta, 1937).

3.3.5. Tratamento térmico

Os materiais TLs são reutilizáveis e necessitam frequentemente de tratamentos térmicos específicos em determinadas temperaturas por certos períodos de tempo. A sua proposta é restabelecer o equilíbrio termodinâmico que existia no material anterior à irradiação e leitura. Existem também tratamentos térmicos pós-irradiação que tem como objetivo a remoção de picos a baixa temperatura (McKeever et al., 1995).

O tratamento térmico é um procedimento para limpar qualquer memória de irradiação do material dosimétrico. Alguns materiais TLs necessitam de um procedimento de tratamento complexo como o dosímetro de LiF:Mg,Ti, cujo tratamento inicial é feito a uma alta temperatura seguido por um tratamento a baixa temperatura (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995; Kron, 1999). O tratamento a alta temperatura é responsável pela remoção das armadilhas dosimétricas do sinal residual que podem gerar um “*background*” (leitura devido à radiação de fundo ou do meio ambiente) durante o uso subsequente dos dosímetros (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995; Kron, 1999). O tratamento a baixa temperatura promove a estabilização e agrega as armadilhas de baixa temperatura de modo a aumentar a sensibilidade das armadilhas dosimétricas principais e reduzir as perdas de sinais induzidos por radiação devido ao “*fading*” térmico ou óptico durante o uso. A combinação desses dois tratamentos é chamada de tratamento padrão (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995; Kron, 1999).

Desse modo, antes de utilizar um material TL para finalidades dosimétricas é necessário remover toda informação referente às irradiações prévias, ou seja, restaurar as condições iniciais do cristal. Essa preparação tem o objetivo de estabilizar as armadilhas. A fim de preparar o material TL para o uso, é necessário submetê-lo a um tratamento térmico utilizando um forno para aquecer a amostra a temperaturas pré-determinadas por certos períodos de tempo e, posteriormente, resfriá-lo a temperatura ambiente (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995; Kron, 1999).

Ao preparar um material TL novo para sua primeira utilização, é necessário realizar um estudo do tratamento térmico que tem os seguintes objetivos (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995; Kron, 1999):

- Encontrar a melhor combinação de tratamento térmico e tempo para “apagar” qualquer efeito de irradiações anteriores,
- Produzir o menor “*background*” (BG) intrínseco e a maior sensibilidade,
- Obter a maior reprodutibilidade para ambos os sinais (TL e BG).

3.3.6. Repetibilidade

No Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM, 2012) é definida a condição de repetibilidade de medição, conforme transcrito a seguir:

“Condição de medição num conjunto de condições, as quais incluem o mesmo procedimento de medição, os mesmos operadores, o mesmo sistema de medição, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo” (VIM, 2012).

3.3.7. Reprodutibilidade

No Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM, 2012) é definida a condição de reprodutibilidade de medição, conforme transcrito a seguir:

“Condição de medição num conjunto de medições, as quais incluem diferentes locais, diferentes operadores, diferentes sistemas de medição e medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares” (VIM, 2012).

3.3.8. Leitura da dose zero (BG do dosímetro)

A leitura da dose zero (ou BG do dosímetro) é obtida por meio de medidas repetidas realizadas com dosímetros não-irradiados (Furetta, 1937; McKeever et al.,

1995; Kron, 1999). A determinação desse valor é particularmente importante quando os dosímetros são utilizados para medidas de baixas doses. Conforme a dose aumenta, o BG e sua variação tornam-se menos importantes, portanto, esses valores podem ser desprezados para altas doses (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995; Kron, 1999).

O sinal TL relacionado com o BG é devido a vários componentes:

- Sinal espúrio de tribo ou quimioluminescência,
- Estimulação do fósforo TL por luz ultravioleta (UV) ou luz visível,
- Emissão infravermelha do elemento aquecido e componentes da vizinhança (bandeja do leitor TL),
- Flutuações da corrente da tubo fotomultiplicadora (TFM),
- Sinais residuais do fósforo TL devido a irradiações prévias.

Todos os efeitos citados acima podem ser reduzidos ou eliminados utilizando procedimentos apropriados durante a manipulação e uso dos TLDs (Furetta, 1937).

3.3.9. Limite inferior de detecção

O limite inferior de detecção (LID) é a dose mínima medida e é definida como dois desvios-padrões do sinal de um dosímetro não exposto. Essa definição se aplica não somente ao material, mas também ao sistema TL completo (material, amostra: tamanho e formato, porta-dosímetro, filtros, instrumentação de leitura, algoritmo e análises de rotina) (McKeever et al., 1995).

3.4. Propriedades gerais do LiF:Mg,Ti

O LiF, na sua forma LiF:Mg,Ti (TLD-100), foi o principal material da dosimetria TL industrial por duas décadas e o mais amplamente utilizado desde a sua introdução. Hoje, é o material TL mais popular, especialmente para dosimetria pessoal devido a sua equivalência ao tecido humano (McKeever et al., 1995). Um estudo da década de 90 nos Estados Unidos investigou os planejamentos de tratamentos que utilizavam radiação ionizante e constatou que cerca de 90% das instituições acadêmicas e 50%

dos hospitais avaliados utilizavam o método TL para dosimetria “*in vivo*” (Smith et al., 1995).

A principal vantagem da dosimetria TL é que ela possibilita a medida de doses em regiões onde a câmara de ionização não pode ser utilizada. O TLD é extremamente útil para dosimetria em pacientes (“*in vivo*”), pois permite a sua inserção direta dentro de tecidos ou cavidades do corpo (os TLDs estão disponíveis em diversos formatos e tamanhos). Eles podem ser utilizados para medidas de distribuição de doses na região de “*buildup*”, ao redor de fontes de braquiterapia e para monitoramento de dose pessoal (Khan, 2010).

Os dosímetros de LiF:Mg,Ti apresentam-se em uma ampla variedade de formas físicas, incluindo um único cristal, pó, bastões, sendo a sua forma mais popular o dosímetro com as seguintes dimensões 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm. O material mais sensível é obtido com aproximadamente 180 ppm de Mg^{+2} e 10 ppm Ti^{+4} . O TLD-100 consiste de Li em sua abundância isotópica natural (7,5% 6Li e 92,5% de 7Li), também existem amostras disponíveis enriquecidas com 6Li (95,6% 6Li e 4,4% de 7Li) ou com 7Li (99,93% de 7Li e 0,07% de 6Li). Ele é comercializado com os nomes comerciais (TLD-100, TLD-600 ou TLD-700) que dependem da composição isotópica de lítio.

O LiF:Mg,Ti é sensível para medir doses da ordem de 100 μGy . Ele é um material tecido-equivalente porque o seu número atômico (Z) é igual a 8,2, número próximo ao Z do tecido humano que é 7,4. Essa característica torna o LiF muito aceitável para dosimetria clínica (Furetta, 1937; Oberhofer e Scharmann, 1979; Mahesh et al., 1989; McKeever et al., 1995; Nunes e Campos, 2008).

3.4.1. Curva de emissão do LiF:Mg,Ti

A curva de emissão (“*glow curve*”) é um gráfico da intensidade TL em função da temperatura, durante o ciclo de leitura do dosímetro. Cada nível de armadilhamento no material origina um pico de emissão, desse modo, uma curva de emissão pode ser formada por diversos picos, cada um associado a um nível de armadilhamento

diferente (Furetta, 1937; Cameron et al., 1968; McKeever et al., 1995; Kron, 1999). Esses picos podem ou não serem resolvidos na curva de emissão.

Um grande número de picos de emissão são observados no LiF:Mg,Ti e dependem de fatores como os procedimentos de tratamentos pré e pós-irradiação, a dose e o tipo de radiação, os comprimentos de onda espectrais sobre os quais os dados são gravados, o fabricante e o lote do qual a amostra foi obtida (McKeever et al., 1995). A FIGURA 3 apresenta a curva de emissão do LiF:Mg,Ti (TLD-100). Pode-se observar que o pico de emissão dominante encontra-se a temperatura de 235°C. O principal pico TL (também conhecido como pico dosimétrico ou pico 5) apresenta um ombro para uma temperatura mais baixa (conhecido como pico 4). Os picos 1-3 estão localizados entre 50°C e 150°C. Os picos adicionais aparecem entre 200°C e 400°C (McKeever et al., 1995). A curva (figura 3) foi obtida após um tratamento de pré-irradiação a 400°C por 1 hora e um rápido resfriamento a temperatura ambiente a 6°C/s. Posteriormente foi feita uma irradiação com uma dose de 1 Gy com uma fonte de ^{137}Cs à temperatura ambiente e a taxa de aquecimento foi de 10°C/s. O pico dosimétrico está a 235°C

Figura 3: Representação da curva de emissão do LiF:Mg,Ti. (McKeever et al., 1995).

3.4.2. Características dosimétricas do LiF:Mg,Ti

Conforme discutido previamente, o TLD deve ser calibrado antes de seu uso. A curva dose-resposta para o LiF (TLD-100) é apresentada na FIGURA 4. A curva é geralmente linear até 10 Gy e acima desse valor torna-se supralinear. A calibração do TLD deve ser feita com o mesmo leitor TL, em aproximadamente um feixe com a mesma qualidade e para o mesmo valor de dose absorvida (Khan, 2010).

Figura 4: Curva dose-resposta TL para o TLD-100 (pó) (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

Outros autores reportaram que a curva dose-resposta do LiF:Mg,Ti é linear até 1-2 Gy (Moscovitch e Horowitz, 2007; Moscovitch et al., 1993), depois ela torna-se supralinear até 10³ Gy, onde começa o fenômeno da sublinearidade (McKeever et al., 1995; Gamboa-deBuen et al., 1998; Waligórski et al., 1999; Knezevic et al., 2013). O início e o grau de supralinearidade do LiF:Mg,Ti é conhecido como sendo dependente do material e de fatores experimentais, tais como: transferência linear de energia (LET), temperatura do pico de emissão, lote do material, taxa de aquecimento e, possivelmente, os tipos de tratamentos térmicos (McKeever et al., 1995).

A resposta TL do LiF:Mg,Ti é extremamente sensível ao tipo de tratamento térmico envolvido no processo TL; a repetibilidade desses procedimentos são mais importantes do que os valores exatos dos parâmetros de aquecimento (McKeever et al., 1995). O tratamento a alta temperatura tem duas funções: (1) minimizar o sinal TL residual por esvaziar as armadilhas a altas temperaturas (picos 6-10); (2) restaurar a sensibilidade original e a estrutura da curva de emissão. As propriedades TLs originais são restauradas com o restabelecimento da distribuição dos defeitos responsáveis pelo processo TL. O tratamento térmico de alta temperatura recomendável para o LiF:Mg,Ti é a uma temperatura de 400°C por uma hora (Furetta, 1937; Cameron et al., 1968; McKeever et al., 1995). A sensibilidade TL em função da temperatura de tratamento (por uma hora) tem demonstrado ser constante no intervalo de 360 a 440°C (McKeever et al., 1995). A curva de emissão e a intensidade TL podem ser restauradas por um tratamento a 400°C por uma hora. Para altas doses (acima de 1 Gy) a temperatura de tratamento não deve ser menor que 400°C.

O tratamento térmico de baixa temperatura tem como objetivo reduzir o decaimento do sinal “*fading*”, minimizando a contribuição dos picos de baixa temperatura (picos 1-3). O tratamento padrão pré-irradiação para o LiF:Mg,Ti é por um período de 24 horas a uma temperatura de 80°C. Esse procedimento de tratamento foi descoberto acidentalmente quando uma amostra de LiF:Mg,Ti foi esquecida em cima de um forno ligado a noite toda (Cameron et al., 1968). Um método de tratamento alternativo pré-irradiação (para baixa temperatura) é a uma temperatura de 100°C durante o período de 2 horas (Furetta, 1937; Cameron et al., 1968; McKeever et al., 1995). Esse procedimento é compatível com o tratamento a 80°C durante 24 horas (McKeever et al., 1995).

Após os tratamentos térmicos pré-irradiação e a posterior irradiação dos TLDs, os dosímetros são submetidos ao ciclo de leitura. O processo de leitura inclui o tratamento e o gráfico da temperatura em função do tempo que é exibido pelo *software* da leitora TL. Esse tipo de gráfico é chamado de perfil temperatura-tempo (“*time-temperature profile*” (TTP)) (FIGURA 5) (McKeever et al., 1995). O TTP começa com um ciclo de pré-aquecimento que tem o objetivo de diminuir os picos a baixas temperaturas. O pré-aquecimento é seguido por um segmento de aquisição, no qual a

curva de emissão está registrada. O ciclo de leitura termina com um curto ciclo de tratamento com o objetivo de reduzir o sinal TL residual. Para o LiF:Mg,Ti o comprimento do ciclo de leitura é tipicamente menor do que 50 segundos. Moscovitch e colaboradores estudaram as características dosimétricas de tratamento e leitura do LiF:Mg,Ti para níveis de dose de radioproteção. Os resultados mostraram que os dosímetros podem ser utilizados até 2000 vezes sem variação perceptível em suas sensibilidades. A resposta TL é apresentada como repetível dentro de $\pm 1\%$ (1 desvio padrão de 10 medidas sucessivas) e linear até 10 Gy com um sinal residual menor do que 0,5% e sem variações na estrutura da curva de emissão (Moscovitch et al., 1990; McKeever et al., 1995).

Figura 5: Perfil tempo-temperatura (TTP) para um sistema TLD (Moscovitch et al., 1990; McKeever et al., 1995).

A taxa de decaimento do sinal “*fading*” do LiF:Mg,Ti é dependente de vários parâmetros, tais como: temperatura de armazenamento, tratamento térmico, tipo de radiação e região de integração da curva de emissão. Pelos dados reportados na literatura o “*fading*” é cerca de 10% em um mês para 1% em um ano (Horowitz, 1990). Existem autores que citam o “*fading*” do LiF menor que 5% por ano (Gamboa-deBuen et al., 1998; Waligórski et al., 1999).

Na FIGURA 6 é apresentada a curva da resposta em função da energia para o LiF (TLD-100) para fótons com energia abaixo do intervalo de MV. Os estudos das respostas energéticas para fótons (^{60}Co) e elétrons de altas energias tem resultados divergentes. Estudos de Pinkerton e colaboradores e Crosby e colaboradores mostraram alguma dependência energética; no entanto, outros estudos não constatarem essa mesma característica (Cameron et al., 1968; Suntharalingam e Cameron, 1969; Khan, 2010).

Figura 6: Curva da resposta energética para o LiF (TLD-100), CaF₂:Mn e um filme fotográfico (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.5. Características dosimétricas do CaSO₄:Dy

Enquanto o LiF tornou-se o material dosimétrico mais popular na área de dosimetria pessoal por causa da sua equivalência ao tecido humano surgiram outros materiais dosimétricos mais sensíveis para esse propósito.

O sulfato de cálcio (CaSO₄) foi inicialmente utilizado para dosimetria por Wiedemann e colaboradores em 1895. O primeiro material sintético preparado por Watanabe em 1951 foi ativado com manganês (CaSO₄:Mn). Desde então um número de materiais com diferentes ativadores foram preparados e estudados. O CaSO₄ é um dos TLDs mais sensíveis utilizados em dosimetria (Wiedemann e Schmidt, 1895;

Oberhofer e Scharmann, 1979; Campos e Lima, 1986; Campos e Lima, 1987; Kumar et al., 2004).

Nos anos 80 foram desenvolvidas pastilhas dosimétricas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com Teflon pelo Laboratório de Produção de materiais dosimétricos (IPEN), os resultados demonstraram que essas pastilhas eram úteis para dosimetria pessoal e ambiental (Campos e Lima, 1986). Posteriormente, essas pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (de diferentes espessuras: 0,2 mm e 0,8 mm) foram testadas para a detecção da radiação beta (fontes de ^{90}Sr - ^{90}Y , ^{204}Tl e ^{147}Pm). Os resultados iniciais indicaram que as pastilhas com 0,2 mm de espessura apresentaram um melhor desempenho sobre as pastilhas de 0,8 mm de espessura. A resposta TL dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ demonstrou ser linear em relação às doses absorvidas (30, 40 e 100 μGy) para as três fontes de radiação beta (Campos e Lima, 1987).

O interesse nos dosímetros de sulfato de cálcio (CaSO_4 – “TLD-900”) foi demonstrado no final dos anos 60 e neste caso esse material difere significativamente do tecido humano em termos do número atômico; desse modo as aplicações para dosimetria pessoal seriam raras. Entretanto, o monitoramento da radiação de fundo (BG) de fontes naturais (como as utilizadas para datação arqueológica e geológica em estudos baseados na dosimetria TL do quartzo, feldspato e calcita) verificou a propriedade essencial desse dosímetro, que é a sua alta sensibilidade (McKeever et al., 1995; Chatterjee et al., 2009). Nesse cenário entram o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$ ou alguns materiais mais recentes; eles apresentam uma resposta cerca de 30 vezes maior do que o LiF (TLD-100). Em todos os casos os dosímetros tem uma resposta linear no intervalo de interesse para dosimetria pessoal e a saturação ou fatores de não-linearidade não precisam ser considerados até 10 Gy.

O método de preparação foi inicialmente descrito por Yamashita e seus colaboradores e outros estudos também produziram materiais altamente sensíveis (Yamashita et al., 1971). Os estudos combinaram o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com óxidos de terras raras em ácido sulfúrico concentrado. Essa mistura resulta em um material policristalino branco o qual pode ser peneirado para selecionar um tamanho de grão particular (tipicamente entre 1,86 e 1,24 μm). Esses grãos são então aquecidos a 600°C

por duas horas. Em alguns casos o material é então prensado e sujeito a outro aquecimento a 700°C.

Um exemplo da curva de emissão TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ é apresentada na FIGURA 7. Outros estudos realizados com dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ dopados com terras raras apresentaram curvas de emissão similares com o pico principal a aproximadamente 220°C, sendo observado independentemente do íon dopante, mas com diferenças menores nas configurações a baixas e a altas temperaturas. Muitos pesquisadores enfatizaram em seus estudos que o tamanho do grão e as impurezas dos dosímetros de CaSO_4 influenciam nas intensidades relativas a largura dos picos de emissão, bem como na sensibilidade (McKeever et al., 1995). A escolha de íons dopantes tem centrado nas terras raras, metais alcalinos e manganês devido a algumas propriedades específicas como aumentar a sensibilidade do dosímetro, minimizar os picos a baixa temperatura e induzir a estabilidade para os picos próximos a 200°C (McKeever et al., 1995).

Figura 7: Curva de emissão do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ após a irradiação com uma dose de 1 Gy com uma fonte de ^{137}Cs e taxa de aquecimento de 1°C/s (McKeever et al., 1995).

A curva dose-resposta para o principal pico dosimétrico ($T=220^\circ\text{C}$) do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ é linear até uma dose de 10 Gy, acima desse valor torna-se supralinear até 5 kGy. A

resposta satura a aproximadamente 10^4 Gy e os danos por radiação são observados para níveis de dose acima de 10^5 Gy. Alguns estudos observaram um grau de supralinearidade a 1 Gy (Oliveri et al., 1978). Outros dois picos (picos 1 e 2) podem ser observados a 80°C e a 120°C, os quais são instáveis.

A sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é aproximadamente uma ordem de magnitude maior do que o LiF:Mg,Ti e valores tão altos quanto 30 – 50 vezes a sensibilidade do TLD-100 já foram reportados (Horowitz, 1984). A alta sensibilidade combinada com uma baixa taxa do decaimento térmico do sinal (*“fading”*) permite confiáveis medidas de doses baixas, especialmente em aplicações de dosimetria ambiental (McKeever et al., 1995). A sensibilidade relativa do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é dependente da concentração de Dy.

Uma prática comum no uso dosimétrico do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é a aplicação de um tratamento térmico pré-irradiação similar ao utilizado no LiF:Mg,Ti , ou seja, 400°C por uma hora. Entretanto, há algumas indicações de tratamento a alta temperatura (600 - 700°C) que é capaz de melhorar a sensibilidade e reduzir o sinal residual. O tratamento térmico pré-irradiação de 300°C por 3 horas é necessário para eliminar, principalmente, os picos a baixa temperatura (McKeever et al., 1995).

O decaimento térmico do sinal (*“fading”*) do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é cerca de 5% por um período de armazenamento de 6 meses a temperatura ambiente ou para armazenamento de 20 dias a 50°C, quando em ambos os casos um tratamento pós-irradiação a 120°C por 10 minutos é utilizado (McKeever et al., 1995). O LID para o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é cerca de 1 μGy (Oberhofer e Scharmann, 1981).

3.6. Detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

Os detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ utilizados atualmente em dosimetria pessoal são crescidos na forma de monocristais. As suas dimensões são: 5 mm de diâmetro e 0,9 mm de espessura. Alguns dosímetros são comercializados pelo nome de TLD-500 (Thermo Fisher Scientific, EUA). Os monocristais têm a vantagem que eles podem ser utilizados indefinidamente, uma vez que o detector pode ser tratado para restabelecer sua sensibilidade (Akselrod et al., 1990; McKeever e Akselrod, 1996; Yukihiro et al.,

2004; Jursinic, 2007; Akselrod et al., 2007; Edmund e Andersen, 2007; Olko, 2010; Yukihiro e McKeever, 2011). Uma desvantagem é a variabilidade inerente na sensibilidade do cristal devido às inhomogeneidades na concentração dos defeitos (Yukihiro e McKeever, 2011). Por esta razão, uma pré-seleção dos detectores ou uma calibração individual é necessária para garantir uma boa precisão (Yukihiro e McKeever, 2011).

O dosímetro de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ é um material estável, inerte e não é afetado pela umidade, portanto, é seguro para manipulação. Esse tipo de dosímetro pode ser tratado termicamente (aquecido a altas temperaturas) ou “*bleached*” (iluminado com uma luz de comprimento de onda apropriado). Esse último procedimento tem o objetivo de esvaziar os centros de armadilhamento associados com o sinal OSL e limpar o sinal OSL devido à radiação de fundo ou irradiação prévia (Yukihiro e McKeever, 2011).

O tratamento térmico é importante para restabelecer a sensibilidade do cristal. As variações na sensibilidade do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ são observadas e tem sido atribuídas ao “*buildup*” de elétrons e buracos em armadilhas profundas e mudanças associadas na concentração dos defeitos. Baseado no entendimento da influência das armadilhas profundas na sensibilidade dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, o aquecimento do cristal a uma temperatura de 900°C por 15 minutos é recomendável após cada uso (Yukihiro e McKeever, 2011).

O procedimento de “*bleaching*” dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ é efetivo por esvaziar os centros de armadilhamento associados com o principal sinal OSL. Entretanto, há alguns aspectos que devem ser cuidadosamente considerados. Primeiro, a iluminação com fontes de luz de comprimentos de onda curtos ($\lambda < 450 \text{ nm}$) deve ser evitada para prevenir a fotoionização de defeitos no cristal que, por sua vez, pode gerar elétrons livres, dando origem a um sinal OSL induzido pela luz e para prevenir a fototransferência de cargas em armadilhas profundas para as armadilhas dosimétricas. Segundo, o espectro da luz de “*bleaching*” deve ser similar ao espectro de luz utilizado para leitura (Yukihiro e McKeever, 2011; Matsushima et al., 2013a). Por exemplo, se a leitura do dosímetro é feita utilizando o LED azul para

estimulação e o “*bleaching*” é feito utilizando o LED verde, o espectro pode não ser capaz de esvaziar efetivamente todos os centros de armadilhamento que são estimulados pela luz azul (Umisedo et al., 2010; Yukihiro e McKeever, 2011). Se o cristal foi irradiado com altas doses, o “*bleaching*” pode causar fototransferência de cargas de armadilhas profundas para a armadilha dosimétrica principal (Emfietzoglou e Moscovitch, 1996; Umisedo et al., 2010; Yukihiro e McKeever, 2011; Matsushima et al., 2013a).

Uma recomendação importante é que após a preparação dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ eles devem ser protegidos da luz para evitar a introdução de sinal induzido pela luz antes da irradiação e perda do sinal OSL após a irradiação (Moscovitch et al., 1993; Yukihiro e McKeever, 2011; Matsushima et al., 2013a).

A curva de dose-resposta dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ é reportada como linear sobre um amplo intervalo de doses, especialmente no intervalo de interesse para dosimetria pessoal, de 10^{-4} a 10 Gy (Yukihiro e McKeever, 2011). Entretanto, para altas doses a resposta deixa de ser linear e torna-se supralinear e, então, sublinear. O grau de supralinearidade é observado como dependente da escolha do sinal (intensidade OSL inicial ou a integral da curva OSL) e na emissão de banda monitorada, que depende da escolha do tipo de filtro do aparelho leitor. Para doses baixas (< 1 Gy), a intensidade do sinal OSL inicial e o valor da integral total da área da curva OSL são proporcionais. Entretanto, conforme a dose aumenta, a intensidade OSL inicial torna-se mais supralinear do que a área OSL total, calculada pela integral da curva OSL em todo o período de leitura.

3.6.1. Decaimento do sinal do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

Um estudo preliminar do decaimento do sinal dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ não verificou a presença de um “*fading*” para longos períodos de tempo de até 85 dias (Bøtter-Jensen et al., 1997). O “*fading*” é geralmente estimado em 3 a 5 % por ano (Kortov, 2007; Pradhan et al., 2008).

3.6.2. Leitura OSL

Uma leitora OSL consiste de dois elementos: uma fonte de luz para estimular o detector OSL e um transdutor que detecta a luminescência do detector. Um filtro de estimulação é geralmente colocado entre a fonte de luz e o detector OSL para selecionar o comprimento de onda de estimulação ou banda ideal para cada material OSL. O sinal OSL é detectado por um transdutor de luz de alta sensibilidade e baixo ruído, tipicamente uma tubo fotomultiplicadora (TFM). Os filtros de detecção são acondicionados entre a TFM e o detector OSL para barrar a luz de estimulação espalhada e bandas de emissão OSL específicas.

A técnica OSL fornece um fino controle sobre o processo de estimulação, o grau de controle depende da fonte de luz particular. A otimização do processo de leitura envolve não somente a escolha do comprimento de onda de estimulação, mas também a determinação da melhor modulação e duração da intensidade de estimulação. O método mais simples de leitura OSL consiste em estimular o detector com uma luz de intensidade constante, uma modalidade conhecida como “*continuous-wave OSL*” (CW-OSL), ou onda contínua OSL. Nesse caso, a discriminação entre a OSL e a luz de estimulação é baseada somente na separação do comprimento de onda ($\lambda_{\text{OSL}} \neq \lambda_{\text{stim}}$). Então, é essencial que a banda de transmissão dos filtros de detecção não se sobreponha com o espectro da luz de estimulação, a qual é determinada pela fonte de luz e filtros ópticos utilizados. O CW-OSL é o método de estimulação mais amplamente utilizado em dosimetria devido a sua simplicidade e desempenho satisfatório (Yukihara e McKeever, 2011).

A leitora Risø TL-OSL (modelo TL-OSL-DA-20) do Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN oferece duas fontes de estimulação óptica: o LED que emite luz infravermelha (IR) e o LED azul. Essa estimulação pode ser de modo contínuo (CW-OSL) ou de modulada linearmente (LM-OSL). A estimulação com a luz infravermelha compreende a região de 800 – 900 nm. Os LEDs IR estão arranjados em 3 grupos com 7 LEDs individuais cada; a potência máxima dos 21 LEDs IR é de aproximadamente 145 mW/cm² na posição da amostra (Bøtter-Jensen e McKeever, 1996; Bøtter-Jensen et al., 2003; Guide to RISø, 2010). Já o LED azul (NICHIA tipo NSPB-500AS) apresenta

um pico de emissão a 470 nm (FWHM=20 nm). Os LEDs azuis estão arranjados em 4 grupos com 7 LEDs individuais cada; a potência total dos 28 LEDs é de 80 mW/cm² na posição da amostra (Bøtter-Jensen et al., 2003; Guide to RISØ, 2010). A leitora Risø TL-OSL também fornece dois filtros de detecção: o Hoya U-340 (7,5 mm de espessura e diâmetro igual a 45 mm) e o Schott BG 39 (2 mm de espessura e diâmetro igual a 45 mm). O espectro de emissão do LED é apresentado na FIGURA 8.

Figura 8: O espectro de emissão dos LEDs IR e azul. Observar a curva de transmissão para o filtro Hoya U-340 (Guide to Risø, 2010).

3.7. Evolução dos sistemas computadorizados de planejamento em Radioterapia

Um sistema computadorizado de planejamento radioterápico consiste em um conjunto de programas independentes, cada um deles para uma finalidade específica (feixes em teleterapia, campos irregulares, braquiterapia, etc.) que tornam o planejamento mais rápido e mais preciso. Esses sistemas computadorizados permitem uma série de combinações de tratamento, até chegarmos a combinação mais próxima do ideal. Desta forma, além de reduzir o tempo do planejamento, obtém-se um considerável aumento no grau de segurança e na qualidade do procedimento. O

resultado final será maior benefício ao paciente e, portanto, maior chance de sucesso do tratamento (Scaff, 2010).

Os programas devem abranger todas as necessidades dos tratamentos radioterápicos. A princípio, esses equipamentos executavam os planejamentos em apenas duas dimensões, eram os sistemas de Planejamento 2D (bidimensional). O computador era programado para executar o planejamento do mesmo modo que ele era feito à mão, só que, com uma velocidade extremamente maior (Scaff, 2010). Desta forma, tornaram-se factíveis, para um mesmo paciente, várias opções de planejamento (mudar o tamanho de campo, o filtro em cunha, a angulação do feixe, o peso do campo, etc.), até que se conseguisse a melhor combinação e opção de planejamento. Esse processo, feito manualmente, era bastante complicado, pois para cada opção de planejamento, horas de trabalho manual eram despendidas (Scaff, 2010).

Em uma rápida evolução apareceram os sistemas ainda em 2D, mas que captavam imagens em tomografia computadorizada, nas quais se podia fazer os esquemas de campos. Não havia mais necessidade de se obter o contorno do paciente manualmente (Scaff, 2010).

Como uma nova evolução, surgiram novos equipamentos com a capacidade de executarem o chamado Planejamento 3D (tridimensional) e a chamada Simulação Virtual 3D, uma verdadeira revolução tecnológica no planejamento radioterápico, pois se conseguia delinear o tumor e as estruturas normais adjacentes em três dimensões, pela reconstrução de imagens de tomografia computadorizada ou ressonância magnética (Scaff, 2010).

Uma evolução da simulação virtual 3D é a Radioterapia Conformacional 3D, cuja característica principal é ter o perfil de cada campo de tratamento com o mesmo perfil do alvo (tumor), do ponto de vista do feixe (*"Beam's Eye View"*-BEV), com o uso do colimador multilâminas. Quando o volume de tratamento conforma o tumor, a toxicidade pela radiação nos tecidos sadios circunvizinhos é bem reduzida, assim, doses maiores de radiação podem ser quantificadas (Scaff, 2010).

O sistema de colimadores multilâminas (*"multileaf"*) consiste de finas lâminas de chumbo que se movem independentemente, possibilitando, dessa maneira, que o campo de irradiação tenha qualquer forma (Scaff, 2010). As maiores vantagens deste tipo de colimação são:

- Não é necessário o uso de blocos de proteção em regiões de campo (chumbo ou Cerrobend (esse último consiste de uma liga de bismuto, chumbo, estanho e cádmio e possui aproximadamente 83% da densidade do chumbo)),
- Possibilidade de rápida programação feita pelo computador,
- Diminuição da dose na pele (menos elétrons secundários produzidos na bandeja e blocos de proteção),
- Viabilizar, durante um tratamento cinético, a variação do formato do campo de irradiação.

No entanto, algumas desvantagens devem ser consideradas (Scaff, 2010):

- Há maior transmissão de radiação comparada com os blocos de proteção,
- Não molda todos os formatos de campos,
- Causa penumbra ligeiramente maior.

Como continuação de uma nova geração da radioterapia conformacional 3D, surgiu a Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT) (Scaff, 2010). Com esta técnica tem-se um aperfeiçoamento na capacidade de se conformar volumes tumorais de formas côncavas, como, por exemplo, quando o tumor está envolvendo uma estrutura crítica como a medula espinhal. O computador do acelerador linear distribui a dose de radiação em áreas específicas, dentro de um mesmo perfil de um determinado campo pelo controle, ou modulação da intensidade do feixe de radiação. A intensidade da radiação é aumentada na região do volume tumor (GTV – *"gross tumor volume"*) e sofre diminuição em áreas do campo (próximo a vizinhanças com tecidos sadios) (Scaff, 2010).

Em certos locais do nosso corpo (pulmões, por exemplo) o tumor pode se mover com a respiração do paciente. Esse movimento dificulta a precisão na localização e, portanto, na exata distribuição da dose terapêutica. Então surgiu a chamada Compensação Respiratória ("*Respiratory Gating*"), que é um sistema não invasivo de gerenciamento da posição em tempo real ("*Real-time Position Management*"-RPM). Essa é a chamada Radioterapia 4D (Scaff, 2010).

A Radioterapia 4D é um processo de "liga-desliga" o feixe de radiação, baseado no ciclo de respiração do paciente. Dessa forma, altas doses de radiação podem ser fornecidas aos tumores (principalmente no pulmão que é um dos mais agressivos), mantendo-se, em níveis seguros, as doses nos tecidos normais circunvizinhos (Scaff, 2010). Usando a compensação respiratória, o tratamento é sincronizado ao padrão individual de respiração do paciente, atingindo o tumor apenas quando estiver na melhor posição. Essa técnica de tratamento também é utilizada para tratamento de fígado, pâncreas e estômago (Scaff, 2010).

A mais recente evolução da IMRT é a chamada Radioterapia Volumétrica Modulada em Arco ("*Volumetric Modulated Arc Therapy*"-VMAT), na qual uma distribuição de dose otimizada e tridimensional pode ser conseguida irradiando um alvo continuamente enquanto o *gantry* gira em um arco ao redor do paciente. Dessa forma, através de um controle simultâneo da posição e da velocidade do *gantry*, do colimador *multileaf*, dos ângulos do colimador e da taxa de dose, consegue-se uma alta dose absorvida, conformacionada e distribuída em um tempo muito menor do que com outras técnicas (Scaff, 2010).

Um dos testes de controle de qualidade de um equipamento de radioterapia é a medida da taxa de dose. Segundo Scaff, a taxa de dose deve ser medida na profundidade de 5 cm em um meio simulador de tecido (normalmente um simulador preenchido com água) para um campo de 10 cm x 10 cm e com distância foco-superfície igual à utilizada na rotina de tratamento. Para feixes de megavoltagem, a frequência recomendada é semanal e a tolerância é de $\pm 1\%$ (Scaff, 2010). De acordo com as recomendações do Protocolo de Controle de Qualidade em Radioterapia (TEC DOC 1151) da IAEA é recomendável que as instituições tenham acesso à dosimetria TL

ou a outro tipo de dosimetria “*in vivo*”, empregadas fundamentalmente para medir a dose em estruturas críticas (por exemplo: gônadas, cristalino) e para registrar a dose em outros tipos de tratamentos (por exemplo: TBI-“*Total Body Irradiation*”) (IAEA, 2000; Scaff, 2010).

3.8. Distribuição de dose e análise da radiação espalhada

3.8.1. Objetos simuladores

É raramente possível medir diretamente a distribuição de dose em pacientes tratados com radiação. Os dados da distribuição da dose são quase inteiramente derivados de medidas em objetos simuladores ou “*phantoms*” - materiais equivalentes aos tecidos e compatíveis o suficiente em volume para proporcionar as condições de espalhamento completo para um dado feixe de radiação. Esses dados básicos são usados em um sistema de cálculo de dose com o intuito de prever a distribuição de dose em um paciente em tratamento (Khan, 2010).

Os dados da distribuição básica de dose são geralmente medidos em um objeto simulador de água que se aproxima às propriedades de absorção da radiação e de espalhamento do músculo e de outros tecidos moles. Outro motivo para a escolha da água como um objeto simulador é que ela é universalmente disponível e apresenta propriedades reprodutíveis. Entretanto, um objeto simulador composto de água apresenta alguns problemas práticos quando usado em conjunção com câmaras de ionização e outros detectores que podem ser afetados pela água, a menos que sejam equipamentos à prova de água. Na maioria dos casos o detector é envolto em um plástico fino (equivalente a água) antes da imersão (Khan, 2010).

Tendo em vista que não é sempre possível posicionar os detectores de radiação na água, outros objetos simuladores vêm sendo desenvolvidos como um substituto à água. Idealmente, para um dado material ser equivalente ao tecido ou à água, ele deve ter o mesmo número atômico efetivo (Z_{ef}), número de elétrons por grama e densidade de massa. Entretanto, desde que o efeito Compton é o modo mais predominante de interação para feixes de fótons de megavoltagem no intervalo clínico, a condição

necessária para equivalência a água para tais feixes é a mesma densidade eletrônica (número de elétrons por centímetro cúbico) que a da água. As propriedades físicas de alguns materiais utilizados como objetos simuladores são apresentadas na TABELA 3. Essa tabela fornece as propriedades dos objetos simuladores mais usados para dosimetria da radiação, dentre eles o Lucite e o poliestireno. Merece destaque também os objetos simuladores antropomórficos que são frequentemente usados para dosimetria clínica.

Tabela 3: Propriedades físicas de materiais utilizados como objetos simuladores (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

Material	Composição química	Densidade de massa (g/cm ³)	Número de elétrons/g (x10 ²³)	de Z _{ef}
Água	H ₂ O	1	3,34	7,42
Poliestireno	(C ₈ H ₈) _n	1,03 – 1,05	3,24	5,69
Plexigas (Perspex, Lucite)	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1,16 – 1,20	3,24	6,48
Polietileno	(CH ₂) _n	0,92	3,44	6,16
Parafina	C _n H _{2n+2}	0,87 – 0,91	3,44	5,42
Água sólida	Mistura a base de resina epóxi	1,00	3,34	

3.8.2. Distribuição da dose de acordo com a profundidade

Quando um feixe de radiação incide sobre um paciente (ou um objeto simulador) a dose absorvida no paciente varia com a profundidade. Esta variação depende de algumas condições: energia do feixe, profundidade, tamanho do campo, distância da fonte (foco) e sistema de colimação do feixe. Desse modo, o cálculo de dose no paciente envolve considerações com relação a esses parâmetros e outros que afetam a distribuição da dose de acordo com a profundidade. Um parâmetro

fundamental no sistema de cálculo da dose é estabelecer uma variação da dose de acordo com a profundidade ao longo do eixo central do feixe. Para a avaliação dos sistemas de dosimetria são utilizados frequentemente os TLDs, diodos e filmes (utilizados ocasionalmente) e câmaras de ionização (preferidas por causa da sua melhor precisão e menor dependência energética) (Khan, 2010).

3.8.3. Porcentagem de dose de acordo com a profundidade (*"Percentage depth dose"*)

Um modo de caracterizar a distribuição de dose no eixo central é normalizar a dose a uma certa profundidade com relação à dose a uma profundidade de referência (Khan, 2010). A porcentagem de dose de acordo com a profundidade deve ser definida como o quociente, expresso como uma porcentagem, da dose absorvida a qualquer profundidade **d** para a dose absorvida a uma profundidade de referência fixa **d₀**, ao longo do eixo central do feixe (FIGURAS 9 e 10) (Khan, 2010).

Figura 9: Porcentagem de dose com a profundidade $(D_d/D_{d0}) \times 100$, onde **d** é qualquer profundidade e **d₀** é a dose máxima na profundidade de referência. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

Figura 10: Distribuição de dose de acordo com a profundidade no eixo central para diferentes feixes de fótons de qualidade diferentes.

Tamanho de campo=10 x 10 cm; distância foco-superfície (SSD)=100 cm para todos os feixes (exceto para camada semirredutora de 3 mm de Cu, SSD=50 cm).
(Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

A porcentagem de dose de acordo com a profundidade (PDP) é expressa pela equação 8 (Khan, 2010):

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (\text{equação 8})$$

Para feixes de ortovoltagem (até cerca de 400 kVp) e para raios X de baixa energia, a profundidade de referência é geralmente na superfície ($d_0=0$). Para altas energias, a profundidade de referência é tomada na posição da dose absorvida no pico ($d_0=d_m$). Na prática clínica, a dose absorvida no pico no eixo central é conhecida como a dose máxima, ou simplesmente a D_{max} . Desse modo (equação 9) (Khan, 2010):

$$D_{\max} = \frac{D_d}{PDP} \times 100 \quad (\text{equação 9})$$

A qualidade e energia do feixe, profundidade, tamanho e formato do campo, SSD e colimação do feixe são parâmetros que afetam a distribuição de dose de acordo com a profundidade no eixo central (Khan, 2010).

3.8.4. Dependência da qualidade do feixe e profundidade

A porcentagem de dose de acordo com a profundidade (além da profundidade de máxima dose) aumenta com a energia do feixe. Os feixes de alta energia têm maior poder de penetração e, desse modo, distribuem um maior percentual de dose de acordo com a profundidade (Khan, 2010). Se os efeitos da lei do inverso do quadrado da distância e espalhamento não são considerados, a variação de porcentagem de dose de acordo com a profundidade é governada aproximadamente pela atenuação exponencial. Então, a qualidade do feixe afeta a porcentagem de dose de acordo com a profundidade em virtude do coeficiente de atenuação médio.

3.8.5. Crescimento da dose inicial (“Buildup”)

A porcentagem de dose de acordo com a profundidade diminui com a profundidade (além da profundidade de dose máxima) (Khan, 2010). Entretanto, há um crescimento inicial da dose (“*buildup*”) que se torna mais pronunciado conforme a energia aumenta. No caso de raios X de baixas energias e feixes de ortovoltagem, a dose na região de “*buildup*” atinge um valor máximo ou muito próximo à superfície. Para feixes de altas energias, o ponto de máxima dose localiza-se em um ponto mais profundo do tecido ou objeto simulador. A região entre a superfície e o ponto de dose máxima é chamada de região de dose no “*buildup*” (Khan, 2010). O efeito da dose na região de “*buildup*” para feixes de altas energias origina um efeito clinicamente conhecido como efeito de proteção da pele (“*skin-sparing effect*”). Para feixes de

megavoltagem (^{60}Co e para altas energias), a dose na superfície é muito menor do que D_{max} . Isso oferece uma vantagem distinta sobre os feixes de baixas energias, para os quais D_{max} ocorre na superfície da pele. Então, no caso de feixes de fótons de altas energias, doses maiores podem ser distribuídas para tumores localizados em partes mais profundas sem exceder a tolerância da pele (Khan, 2010). Isso é possível por causa de ambos os fatores: a alta porcentagem de dose na profundidade do tumor e a baixa dose na superfície da pele (Khan, 2010).

A física da dose na região de “*buildup*” pode ser explicada devido aos seguintes fatos: (a) como o feixe de fóton de alta energia penetra no paciente ou objeto simulador, elétrons com alta velocidade são ejetados da superfície e camadas subsequentes; (b) esses elétrons depositam suas energias a uma distância significativa dos seus locais de origem; (c) por causa dos motivos (a) e (b), a fluência dos elétrons e a dose absorvida aumentam com a profundidade até eles alcançarem um máximo. No entanto, a fluência da energia do fóton decresce continuamente com a profundidade e, como resultado, a produção de elétrons também decresce com a profundidade (Khan, 2010). Esse fenômeno pode explicar o fenômeno de “*buildup*” em termos da dose absorvida e do kerma (“*kinetic energy released in the medium*”). O kerma (K) pode ser definido como o quociente de dE_{tr} por dm , em que dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas (elétrons) liberadas por partículas ionizantes sem carga (fótons) em um material de massa dm (equação 10):

$$K = \frac{dE_{\text{tr}}}{dm} \quad (\text{equação 10})$$

Pelo fato do kerma representar a energia transferida de fótons para elétrons ionizantes diretamente, o kerma é máximo na superfície e diminui com a profundidade por causa do decréscimo na fluência de energia do fóton (FIGURA 11). Já a dose absorvida aumenta com a profundidade. Como resultado, há um “*buildup*” eletrônico com a profundidade. Entretanto, como a dose depende da fluência de elétrons, ela

alcança um valor máximo na profundidade aproximadamente igual ao alcance dos elétrons no meio (Khan, 2010).

Figura 11: Dose absorvida e kerma em função da profundidade. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.8.6. Efeito do tamanho do campo e formato

O tamanho do campo pode ser especificado geometricamente ou dosimetricamente. O tamanho do campo geométrico é definido como “a projeção, em um plano perpendicular ao eixo do feixe, da extremidade distal do colimador como visto do centro (frente) da fonte” (Khan, 2010). Essa definição geralmente corresponde ao campo definido pelo localizador de luz. O campo dosimétrico é a distância interceptada por uma dada curva de isodose (geralmente isodose de 50%) sobre um plano perpendicular ao eixo do feixe a uma distância indicada a partir da fonte (Khan, 2010).

O aumento da dose com a profundidade causado pelo aumento do tamanho do campo depende da qualidade do feixe. Desde que a probabilidade de espalhamento diminui com o aumento da energia e os fótons de alta energia são espalhados mais

predominantemente na mesma direção, a dependência do tamanho de campo com a dose de acordo com a profundidade é menos pronunciada para feixes de alta energia. Os dados da porcentagem de dose de acordo com a profundidade para feixes de radioterapia são geralmente tabulados para campos quadrados (Khan, 2010). Uma vez que a maioria dos tratamentos executados em prática clínica necessita de campos com formatos retangulares e irregulares, um sistema de cálculos de campos quadrados para diferentes formatos de campo é necessário (Khan, 2010).

3.8.7. Dependência da distância fonte (foco)-superfície

A fluência de fóton gerada por uma fonte pontual de radiação varia inversamente com o quadrado da distância da fonte. Entretanto, a fonte clínica (fonte isotópica ou ponto focal) para feixe de radioterapia externo tem um tamanho finito, a distância da fonte (foco) até a superfície é geralmente grande (≥ 80 cm), então, as dimensões da fonte tornam-se insignificantes em relação à variação da fluência do fóton com a distância. Em outras palavras, a fonte pode ser considerada como um ponto a grandes distâncias fonte-superfície. De fato, a dependência da lei do inverso do quadrado da taxa de dose assume que está lidando com um feixe primário, sem espalhamento (Khan, 2010). Em uma dada situação clínica, entretanto, a colimação ou outro material de espalhamento no feixe pode causar desvio dessa lei do inverso do quadrado (Khan, 2010).

A porcentagem de dose de acordo com a profundidade aumenta com a SSD, por causa dos efeitos da lei do inverso do quadrado. Entretanto, a taxa de dose atual em um ponto diminui com o aumento na distância da fonte, a porcentagem de dose com a profundidade, a qual é uma dose relativa a um ponto de referência, aumenta com a SSD (Khan, 2010). Isso é ilustrado na FIGURA 12 na qual a taxa de dose relativa de uma fonte pontual de radiação é plotada em função da distância da fonte, seguindo a lei do inverso do quadrado. A FIGURA 12 mostra que a queda na taxa de dose entre dois pontos é muito maior para pequenas distâncias da fonte do que para grandes distâncias. Isso significa que a porcentagem de dose com a profundidade, que representa a dose em profundidade relativa a um ponto de referência, diminui mais

rapidamente próximo à superfície do que distante da fonte (Khan, 2010). Em feixes de radioterapia, a SSD é um parâmetro muito importante. Pelo fato da porcentagem de dose com a profundidade determinar a quantidade de dose que pode ser distribuída a uma profundidade relativa à dose na superfície ou D_{max} , a SSD precisa ser o maior valor possível (Khan, 2010). No entanto, pelo fato da taxa de dose diminuir com a distância, a SSD, na prática, está localizada a uma distância que proporciona um compromisso entre a taxa de dose e a porcentagem de dose com a profundidade (Khan, 2010). Para o tratamento de lesões localizadas profundamente com feixes de megavoltagem, o SSD mínimo recomendado é de 80 cm (Khan, 2010).

Figura 12: Taxa de dose relativa de uma fonte pontual de radiação em função da distância (distância de referência=80 cm). (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.9. Planejamento do tratamento

3.9.1. Curvas de isodose

As tabelas de doses profundas que fornecem a variação da dose somente no eixo central são inadequadas quando queremos conhecer a distribuição da dose no

volume irradiado (Salvajoli et al., 1999). Informações desse tipo são obtidas com a utilização das chamadas cartas de isodose, que são formadas por curvas de isodose ou linhas que passam por pontos de mesma dose. Como as tabelas de porcentagem de dose profunda, as cartas de isodose são função da forma e da área do campo de irradiação, da distância foco-superfície, da qualidade da radiação e sempre para feixes incidentes perpendicularmente a uma superfície plana de um meio de densidade igual a 1g/cm^3 . Tanto as tabelas de porcentagem de dose profunda como as cartas de isodose fornecem sempre valores relativos à dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico) (Salvajoli et al., 1999).

As curvas de isodose podem ser obtidas irradiando-se, por exemplo, um tanque de acrílico cheio de água, 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 do campo. Para isso geralmente utilizam-se câmaras de ionização, TLDs ou semicondutores, ou até mesmo filmes. Esse procedimento manual de medida da isodose é muito trabalhoso e, portanto, muito demorado. Existem sistemas de dosimetria para a medida da distribuição da dose e análise de feixes em radioterapia: são equipamentos desenvolvidos para medir rápida e precisamente a distribuição da dose e transferir os dados obtidos para um sistema computadorizado de planejamento técnico radioterápico (Salvajoli et al., 1999).

3.9.2. Distribuições das curvas de isodose

A distribuição de dose de acordo com a profundidade em um eixo central não é suficiente para caracterizar um feixe de radiação que produz uma distribuição de dose em um volume tridimensional. Com o objetivo de representar uma variação planar ou volumétrica na dose absorvida, as distribuições são retratadas por curvas de isodose. As curvas são geralmente desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida e expressas como a porcentagem da dose em um ponto de referência (Khan, 2010).

Uma carta de isodose de um dado feixe consiste de uma família de curvas de isodose geralmente desenhadas em iguais incrementos de porcentagem de dose

profunda, representando a variação da dose em função da profundidade e distância transversal do eixo central. Os valores das curvas de dose de acordo com a profundidade são normalizados ou no ponto de máxima dose no eixo central ou a uma distância fixa ao longo do eixo central no meio irradiado. As cartas na primeira categoria são aplicáveis quando o paciente é tratado a uma distância foco-superfície constante (SSD), independente da direção do feixe. Na segunda categoria, as curvas de isodose são normalizadas a uma certa profundidade além da profundidade de máxima dose, correspondendo ao eixo de rotação de uma unidade de terapia isocêntrica. Esse tipo de representação é especialmente útil em terapia de rotação, mas pode ser usado para tratamentos isocêntricos estacionários (Khan, 2010). Na FIGURA 13 são apresentados dois tipos de cartas de isodose para feixe de radiação gama do ^{60}Co .

Figura 13: Exemplo de uma carta de isodose. **A:** SSD=80 cm; feixe de ^{60}Co ; tamanho de campo=10x10 cm na superfície. **B:** SAD=100 cm; feixe de ^{60}Co ; profundidade do isocentro=10 cm; tamanho de campo no isocentro=10x10 cm. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

A verificação de uma carta de isodose revela algumas propriedades gerais das distribuições de dose de raios X ou gama:

- i- A dose em qualquer profundidade é maior no eixo central do feixe e diminui gradualmente em direção as bordas do feixe, com a exceção de alguns aparelhos de raios X que exibem áreas de alta dose ou picos próximos à superfície na periferia do campo.
- ii- Próximo às bordas do feixe (região de penumbra), a taxa de dose diminui rapidamente em função da distância lateral do eixo do feixe. A largura da penumbra geométrica, a qual existe nas vizinhanças geométricas dentro e fora do feixe, depende do tamanho da fonte (ou foco), distância da fonte (foco) e distância da fonte (foco) ao diafragma.
- iii- Próximo a borda do feixe, a queda do feixe é causada não somente pela penumbra geométrica, mas também pela reduzida dispersão lateral.
- iv- Fora dos limites geométricos do feixe e da penumbra a variação da dose é resultado do espalhamento lateral do campo e da fuga e espalhamento do sistema de colimação. A distribuição de dose é governada pelo espalhamento lateral do meio e fuga do cabeçote da máquina (Khan, 2010).

A FIGURA 14 mostra a variação de dose em todo o campo a uma profundidade específica (essa representação do feixe é conhecida como perfil do feixe). É notável que o tamanho de campo é definido pela distância lateral entre as linhas de isodose de 50% a uma profundidade de referência. Essa definição é obtida por um procedimento chamado de alinhamento do feixe, no qual coincide-se a luz que define o campo com as linhas de isodose de 50% do feixe de radiação projetado em um plano perpendicular ao eixo do feixe e a uma SSD padrão (Khan, 2010).

Outro modo de demonstrar a variação da dose em todo o campo é ilustrando as curvas de isodose em um plano perpendicular ao eixo central do feixe (FIGURA 15). Essa representação é útil para o planejamento de tratamentos, cujos tamanhos de campo são baseados em uma curva de isodose que cubra adequadamente o volume alvo (Khan, 2010).

Figura 14: Perfil de dose a certa profundidade mostrando a variação da dose em todo o campo. Dados: feixe de ^{60}Co ; SSD=80 cm; profundidade=10 cm; tamanho do campo na superfície=10x10 cm. As linhas pontilhadas indicam as vizinhanças do campo geométrico a uma profundidade de 10 cm. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

Figura 15: Corte transversal da distribuição de isodose em um plano perpendicular ao eixo central do feixe. Os valores de isodose são normalizados a 100% no centro do campo. As linhas tracejadas mostram a vizinhança do campo geométrico. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.9.3. Medidas das curvas de isodose

As curvas de isodose podem ser medidas por meio de câmaras de ionização, detectores de estado sólido ou filmes radiográficos. Desses métodos, a câmara de ionização é o método mais confiável, principalmente por causa de sua precisão e resposta energética relativamente estável (Khan, 2010). De acordo com as recomendações da “*International Commission on Radiation Units and Measurements*” - (ICRU) para medidas de curvas de isodose, a câmara de ionização a ser utilizada deve ser pequena e as medidas devem ser feitas em regiões de alto gradiente de dose (próximo às bordas do feixe). É recomendável que o volume sensível da câmara seja menor do que 15 mm de comprimento e tenha um diâmetro interno de 5 mm ou menor. A dependência energética deve ser a menor possível e isso pode ser verificado pela obtenção da calibração da câmara para feixes de ortovoltagem (1-4 mm Cu) e de ^{60}Co . Uma variação de aproximadamente 5% da resposta ao longo desse intervalo de energia é aceitável (Khan, 2010). Dispositivos automáticos para medir as curvas de isodose foram desenvolvidos para o rápido mapeamento das mesmas. Basicamente, o aparato consiste de duas câmaras de ionização, referida como detector A (“*probe*”) e o monitor B. Uma vez que a “*probe*” é arranjada para mover no tanque de água para estimar a taxa de dose em vários pontos, o monitor é fixado no mesmo ponto no campo para monitorar a intensidade do feixe com o tempo. A razão do detector para a resposta do monitor (A/B) é gravada conforme a “*probe*” se move no objeto simulador. O movimento da “*probe*” é transmitido para um dispositivo, o qual mapeia o seu caminho, fornecendo as curvas de isodose. Nos modelos executados por computador, o movimento da câmara da “*probe*” é controlado por um programa de computador. Esses perfis do feixe são medidos a um número de profundidades; esses dados são medidos e armazenados na forma de uma matriz que pode ser transformada em curvas de isodose ou outros formatos permitidos pelo programa de computador (Khan, 2010).

Entre os parâmetros que afetam a distribuição de isodose pode-se citar a qualidade do feixe, o tamanho da fonte (foco), colimação do feixe, tamanho de campo, SSD e a distância da fonte ao diafragma (SDD) (Khan, 2010).

3.9.4. Qualidade do feixe

Conforme discutido previamente, a distribuição de dose no eixo central de acordo com a profundidade depende da energia do feixe. Como resultado, a profundidade de uma dada curva de isodose aumenta com qualidade do feixe. A energia do feixe também influencia o formato da curva de isodose próximo às bordas do campo. Um maior espalhamento lateral associado com feixes de baixas energias produzem as curvas de isodose fora do campo. Em outras palavras, a dose absorvida no meio fora do feixe primário é maior para feixes de baixa energia do que para aqueles de altas energias (Khan, 2010).

A penumbra física depende da qualidade do feixe (FIGURA 16). Conforme esperado, as curvas de isodose fora do feixe primário (10% e 5%) são grandemente distendidas no caso da radiação de ortovoltagem (FIGURA 16-A). Desse modo, uma desvantagem de feixes de ortovoltagem é o aumento na dose espalhada para o tecido fora da região de tratamento (Khan, 2010). Para feixes de megavoltagem (FIGURA 16-C e D) esse espalhamento fora do campo é minimizado e torna-se mais uma função da colimação do que da energia (Khan, 2010).

Figura 16: Distribuições de isodose para radiações de diferentes qualidades. **A:** 200 kVp, SSD=50 cm, camada semirredutora=1 mm, tamanho do campo=10 x 10 cm. **B:** ^{60}Co , SSD=80cm, tamanho de campo=10 x 10 cm. **C:** raios X (4 MV), SSD=100 cm, tamanho de campo=10 x 10 cm.

D: raios X (10 MV), SSD=100 cm, tamanho de campo=10 x 10 cm. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.9.5. Tamanho da fonte (foco), distância foco-superfície (SSD) e distância foco-diafragma (SDD) (O Efeito penumbra)

O tamanho da fonte (foco), a SSD e a SDD afetam o formato das curvas de isodose em virtude da penumbra geométrica. A SSD afeta a porcentagem de dose de acordo com a profundidade e, desse modo, a profundidade das curvas de isodose (Khan, 2010).

A variação de dose através da borda de campo é uma função complexa da penumbra geométrica, espalhamento lateral e colimação. A comparação das curvas de isodose para os feixes de ^{60}Co , 4 MV e 10 MV (FIGURA 16) ilustra o ponto em que a largura da penumbra física para esses feixes é mais ou menos similar (Khan, 2010).

3.9.6. Colimação e filtro de achatamento

O termo colimação é usado para designar não somente os blocos do colimador que fornecem a forma e o tamanho do feixe, mas também o filtro de achatamento e outros absorvedores do feixe entre o alvo e o paciente (Khan, 2010). Destes, o filtro de achatamento que é usado para feixes de raios X de megavoltagem tem a maior influência na determinação do formato das curvas de isodose. Sem esse filtro, as curvas de isodose teriam um formato cônico, mostrando marcadamente o aumento na intensidade dos raios X ao longo do eixo central e uma rápida redução transversalmente. A função do filtro de achatamento é promover a distribuição relativamente uniforme na intensidade do feixe através do campo. Então, o filtro é mais espesso no meio e diminui a espessura gradualmente em direção às bordas (Khan, 2010).

3.9.7. Tamanho de campo

O tamanho de campo é um dos parâmetros mais importantes no planejamento do tratamento. A cobertura dosimétrica adequada ao tumor necessita da

determinação de um tamanho de campo apropriado (essa determinação deve sempre ser feita de modo dosimétrico do que geometricamente) (Khan, 2010). Em outras palavras, uma certa curva de isodose que delimita o volume de tratamento deve ser a guia na escolha do tamanho de campo do que as dimensões geométricas do campo (Khan, 2010). Grandes cuidados devem ser tomados ao utilizar tamanhos de campo menores do que 6 cm, no qual grande parte do campo está na região de penumbra. Dependendo do tamanho da fonte (foco), colimação e desenho do filtro de achatamento, as curvas de isodose para campos pequenos, em geral, tendem a apresentar um formato de sino (Khan, 2010). Assim, o planejamento de tratamento com curvas de isodose para campos menores deve ser obrigatório.

3.10. Combinação dos campos de radiação

O tratamento por um único feixe de fótons é raramente utilizado, exceto em alguns casos no qual o tumor é superficial. O seguinte critério de aceitabilidade pode ser usado para o tratamento com um único campo: (a) a distribuição de dose dentro do volume do tumor é razoavelmente uniforme ($\pm 5\%$), (b) a dose máxima para os tecidos no feixe não é muito alta (não é maior do que 110% da dose prescrita) e (c) estruturas normais críticas no feixe não recebem doses próximas ou além dos limites tolerados. Visto que campos únicos de raios X superficiais são rotineiramente utilizados para tratamento de cânceres de pele que são confinados a uma profundidade de poucos milímetros, feixes de única megavoltagem são utilizados somente em casos raros para os quais a combinação de feixes ou é tecnicamente difícil ou resulta em irradiações excessivas e desnecessárias dos tecidos normais (Khan, 2010).

Entretanto, para o tratamento da maioria dos tumores, uma combinação de dois ou mais feixes é necessário para uma distribuição aceitável de dose dentro do tumor e nos tecidos normais vizinhos (os campos de radiação devem ser combinados de muitos modos).

3.10.1. Campos paralelos opostos

A combinação mais simples de dois campos é um par de campos direcionados ao longo do mesmo eixo de lados opostos ao volume de tratamento. As vantagens dos campos paralelos opostos são a simplicidade e a reprodutibilidade do planejamento (“*setup*”); dose homogênea ao tumor e menor chance de erro geométrico (comparado com feixes angulados), dado que o tamanho de campo é grande suficiente para promover cobertura lateral adequada ao volume do tumor. A desvantagem é a dose excessiva para os tecidos normais e órgãos críticos acima e abaixo do tumor (Khan, 2010). Uma distribuição de isodose composta para um par de campos paralelos opostos deve ser obtida pela adição da contribuição de dose profunda de cada campo (FIGURA 17). O procedimento manual consiste em juntar os pontos de intersecção das curvas de isodose para os campos individuais que resumem para o mesmo valor de dose total. A distribuição resultante mostra uma distribuição de isodose combinada normalizada para os pesos dos feixes individuais (Khan, 2010). Os feixes são geralmente pesados em unidades de dose de 100 na profundidade de $D_{\max}$ (no caso de técnicas SSD ou no isocentro para as técnicas isocêntricas). Pelo exemplo da FIGURA 17-A a isodose percentual mínima vizinha ao tumor é 110. Isso significa que a dose mínima ao tumor (com uma margem generosa) é 110 rads (1,1 Gy) se 100 rads (1 Gy) são distribuídos a uma profundidade de $D_{\max}$ por cada campo (Khan, 2010). Assim, se a dose no tumor for especificada a esse nível de isodose, pode-se calcular a dose em $D_{\max}$ e o tempo de tratamento para cada campo. Para um plano isocêntrico (FIGURA 17-B) os pesos do feixe referem-se às doses distribuídas no isocentro. Então, a curva de isodose de 190% representa o nível de dosagem mínimo especificado se cada feixe distribuir 100 rads (1 Gy) para o seu isocentro. Uma vez que a dose no isocentro é calculada pode-se determinar o tempo de tratamento ou unidades monitoras (Khan, 2010).

Figura 17: Distribuição de isodose composta por um par de campos paralelos opostos.

A: para cada feixe é dado um peso de 100 na profundidade de D_{max} . **B:** Plano isocêntrico com cada feixe (peso 100) no isocentro. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

Uma vantagem de feixes paralelos opostos de mesmo peso é que a distribuição de dose dentro do volume irradiado pode ser uniforme. Entretanto, a uniformidade da distribuição depende da espessura do paciente, energia e achatamento do feixe. De um modo geral, conforme a espessura do paciente aumenta ou a energia do feixe diminui, a dose máxima no eixo central próxima a superfície aumenta em relação a dose no ponto médio. Esse efeito, chamado efeito lateral de tecido (FIGURA 18), ocorre quando dois feixes opostos estão localizados a 25 cm independente da dose no ponto médio normalizada para 100. As curvas para os feixes de ^{60}Co e 4 MV mostram que para um paciente dessa espessura os feixes paralelos opostos podem gerar uma dose excessivamente alta para os tecidos subcutâneos comparados com a dose no tumor no ponto médio (Khan, 2010).

Figura 18: Curvas de dose com a profundidade para campos paralelos opostos, normalizada para o valor da linha central. Espessura do paciente=25 cm, tamanho de campo=10 x 10 cm, SSD=100 cm. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

A razão da dose periférica máxima para a dose no ponto médio está apresentada na FIGURA 19 em função da espessura do paciente de acordo com a energia do feixe. Esses dados são úteis na escolha apropriada da energia do feixe para um paciente de determinada espessura (quando os campos paralelos opostos são utilizados (Khan, 2010)). Por exemplo, a uniformidade da dose aceitável ($\pm 5\%$) é possível com feixes de ^{60}Co ou feixes de 4-6 MV para espessuras de cerca de 15 cm ou menor (cabeça, pescoço e extremidades). No entanto, para espessuras de 20 cm ou maior (tórax, abdômen e pelve), feixes de 10 MV ou energias maiores deve ser utilizadas para poupar os tecidos subcutâneos normais (Khan, 2010).

Figura 19: Razão da dose periférica máxima pela dose no ponto médio plotada em função da espessura do paciente para diferentes qualidades de feixe. Dados: campos paralelos opostos, tamanho de campo=10 x 10 cm; SSD=100 cm. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.10.2. Campos múltiplos

Um dos objetivos mais importantes do planejamento do tratamento radioterápico é distribuir a máxima dose para o tumor e a mínima dose para os tecidos circunvizinhos (Khan, 2010). Além, a uniformidade da dose dentro do volume tumoral e a proteção de órgãos críticos são requisitos primordiais que devem ser levados em consideração. Algumas estratégias úteis para alcançar essas metas são: (a) utilizar campos de tamanho apropriado; (b) aumentar os números de campos ou portais; (c) selecionar direções de feixes apropriados; (d) ajustar os pesos do feixe (levando em consideração a contribuição das doses de campos individuais); (e) utilizar uma energia apropriada e (f) utilizar modificadores de feixe, tais como, filtros em cunha ou compensadores. Entretanto, obter uma combinação desses parâmetros que propiciam

um ótimo planejamento necessita de tempo (principalmente se tudo for feito manualmente); computadores (“*softwares*”) de planejamento encontram-se disponíveis e podem fazer o trabalho rapidamente e com extrema precisão (Khan, 2010). Conforme discutido anteriormente, o caso de dois campos paralelos opostos resulta em uniformidade da irradiação do tumor e há pouca proteção dos tecidos normais vizinhos. De fato, a dose para tecidos periféricos pode ser significativamente maior do que a dose recebida na região da linha média. A redução da dose para os tecidos subcutâneos e tecidos normais vizinhos ao tumor pode ser obtida utilizando uma combinação de três ou mais campos. A FIGURA 20 ilustra os múltiplos arranjos de campo, nos quais o feixe incide no paciente de várias direções, sempre diretamente ao tumor (Khan, 2010). Desse modo, utilizando essa técnica, a razão da dose no tumor para a dose nos tecidos normais é aumentada. As FIGURAS 21-A e B apresentam exemplos típicos de múltiplos campos, um utilizado para o tratamento de esôfago e o outro para o tratamento da glândula prostática. A FIGURA 21-C ilustra a técnica tipo SSD fixa na qual os pesos do feixe são distribuídos para os pontos de D_{max} . Na prática atual, um modo que utiliza uma combinação de campos paralelos opostos e múltiplos campos pode alcançar a distribuição de dose desejada (Khan, 2010).

No entanto, a técnica com múltiplos campos pode fornecer uma boa distribuição, há algumas limitações clínicas e técnicas para esses métodos. Por exemplo, certos ângulos de feixe são proibidos por causa da presença de órgãos críticos em certas direções. É importante considerar que a aceitabilidade de um planejamento de tratamento depende não somente da distribuição de dose no papel, mas também da viabilidade prática, precisão e reprodutibilidade da técnica de tratamento (Khan, 2010).

Figura 20: Diagrama esquemático mostrando exemplos de campos múltiplos. **A:** dois pares opostos a ângulos retos. **B:** dois pares opostos a 120° . **C:** três campos: um anterior e dois posteriores oblíquos, a 45° com a vertical. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

Figura 21: Exemplos de planejamentos de múltiplos campos. **A:** técnica isocêntrica de três campos. Cada feixe distribui 100 unidades de dose no isocentro; 4 MV, tamanho de campo=8 x 8 cm no isocentro, distância fonte-isocentro (SAD)= 100 cm. **B:** técnica isocêntrica de quatro campos. Cada feixe distribui 100 unidades de dose no isocentro; 10 MV; tamanho de campo=8 x 8 cm no isocentro; SAD= 100 cm. **C:** técnica SSD para quatro campos (todos os feixes com peso de 100 unidades nos seus respectivos pontos de D_{max} ; 10 MV); tamanho de campo=8 x 8 cm na superfície; SSD=100 cm. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.11. Técnicas isocêntricas

A maioria dos aparelhos modernos é projetado para que a fonte (foco) de radiação possa rotacionar sobre um eixo horizontal. O *gantry* da máquina é capaz de rotacionar 360° com o eixo do colimador movendo em um plano vertical. O isocentro é o ponto de intersecção do eixo do colimador e o eixo de rotação do *gantry*.

3.11.1. Feixes estacionários

A técnica de irradiação isocêntrica consiste em localizar o isocentro da máquina a uma profundidade dentro do paciente e direcionar os feixes provenientes de diferentes direções. A distância da fonte (foco) ao isocentro (SAD) permanece constante independente da direção do feixe. No entanto, a distância SSD pode mudar, dependendo da direção do feixe e do formato do contorno do paciente. Para qualquer direção do feixe, a seguinte relação pode ser considerada (equação 11) (Khan, 2010):

$$SSD = SAD - d \quad \text{(equação 11)}$$

Em que:

d: é a profundidade do isocentro

Todas as técnicas para as quais $SSD \leq SAD$ podem ser realizadas isocentricamente; a maior vantagem desse método é a facilidade com que várias configurações de campo (três ou mais) podem ser tratados quando todos os campos são tratados no mesmo dia (Khan, 2010).

3.11.2. Terapia de rotação

A terapia de rotação é um caso especial da técnica isocêntrica, na qual o feixe se move continuamente sobre o paciente, ou o paciente é rotacionado enquanto o feixe é mantido fixo. Essa técnica é utilizada para tratamento de tumores de esôfago, bexiga, próstata, pescoço e cérebro. Ela oferece uma pequena vantagem sobre a técnica isocêntrica que utiliza feixes estacionários múltiplos. Por exemplo, o esôfago pode ser tratado igualmente com três campos; a próstata e a bexiga com quatro campos (algumas vezes combinado com campos paralelos opostos); e o cérebro, com dois ou três campos ou com filtros, dependendo do tamanho e localização do tumor (Khan, 2010). A terapia de rotação é mais adequada para tumores menores e localizados mais profundamente.

3.12. Planejamento do tratamento: forma do campo

3.12.1. Colimadores “*multileaf*”

Um colimador “*multileaf*” (MLC) ou multilâminas para feixe de fótons consiste de vários blocos de colimação ou folhas (lâminas) finas que são movidas automaticamente e independente uma das outras. Elas têm como objetivo a geração de um campo de qualquer formato (Khan, 2010) (FIGURA 22). Sistemas de MLC típicos consistem de 80 lâminas (40 pares) ou mais. As lâminas são feitas de uma liga de tungstênio ($\rho=17 - 18,5 \text{ g/cm}^3$) e tem a espessura ao longo da direção do feixe variando de 6 a 7,5 cm, dependendo do tipo de acelerador. A espessura da lâmina é suficiente para permitir uma transmissão do feixe primário de raios X menor que 2% (comparada com cerca de 1% para janelas e 3,5% para Blocos de Cerrobend). A transmissão entre-lâminas é geralmente menor do que 3% (Khan, 2010).

Figura 22: (a) Colimador “*multileaf*” Varian acoplado ao acelerador linear. (b) Paciente posicionado em um equipamento com tecnologia *multileaf*. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

O uso do MLC na colimação e formato do campo é idealmente aceitável para tratamentos que necessitam de um grande número de campos múltiplos por causa da automação do procedimento, promovendo, portanto, uma redução significativa do tempo de tratamento. A importância do MLC não é justamente a substituição do bloco de Cerrobend. O maior impacto dessa tecnologia está na automação do formato do campo e na modulação da intensidade do feixe (Khan, 2010). As técnicas de radioterapia modernas como a radioterapia conformacional 3-D e IMRT são dependentes da dinâmica controlada pelo MLC.

3.12.2. Dose na pele

Quando um paciente é tratado com um feixe de megavoltagem, a dose na superfície ou dose na pele pode ser substancialmente menor do que a dose máxima absorvida nos tecidos subcutâneos. Em contraste com feixes de baixas energias (raios X superficial e ortovoltagem), os quais dão origem a uma ionização máxima próxima a superfície da pele, os feixes da ordem de MV produzem um “*buildup*” eletrônico inicial

de acordo com a profundidade, resultando em uma reduzida dose na superfície e dose máxima na profundidade de equilíbrio (Khan, 2010).

Por causa do gradiente de dose abrupto na região de “*buildup*”, o tamanho do dosímetro ao longo da direção do feixe deve ser tão pequeno quanto possível. As câmaras de extrapolação são os instrumentos escolhidos para essas medidas; no entanto, poucas instituições têm esses instrumentos disponíveis. Como alternativa a essa situação câmaras de ionização de placas paralelas com separação fixa são as mais utilizadas para essa proposta. Entretanto, essas câmaras são bem aceitáveis para medidas nas regiões de grandes gradientes de dose, sua resposta é dependente, de um modo complexo. Muitos autores já estudaram as imprecisões na medida de dose na região de “*buildup*” com a utilização de câmaras de placas paralelas a uma distância fixa. Essas imprecisões originam-se primariamente como um resultado do espalhamento de elétrons pelas paredes da câmara (Khan, 2010).

TLDs com espessuras finas ($<0,5$ mm) podem ser utilizados para medir a distribuição de dose na região de “*buildup*”. A dose na superfície pode ser obtida pela extrapolação da curva de distribuição da dose de acordo com a profundidade para a profundidade zero. Medidas “*in vivo*” da dose na superfície podem ser estimadas acomodando pequenos TLDs diretamente na superfície da pele. Essas medidas são úteis para a verificação da dosimetria (Khan, 2010).

3.13. Terapia com feixe de elétrons

Os feixes de elétrons de altas energias têm sido utilizados em radioterapia desde o início dos anos 50 (Khan, 2010). O intervalo de energia útil mais utilizado clinicamente para os feixes de elétrons variam de 6 a 20 MeV. Para essas energias, os elétrons podem ser utilizados para o tratamento de tumores superficiais (< 5 cm de profundidade) com uma queda na dose caracteristicamente acentuada além do tumor. As principais aplicações são: (a) o tratamento de câncer de pele e labial; (b) irradiação da parede torácica para câncer de mama; (c) administração de “*boost*” de dose para nódulos e (d) para o tratamento de câncer de cabeça e pescoço. Entretanto, muitos

desses locais podem ser tratados com raios X superficiais, braquiterapia ou feixes de fótons tangenciais; a irradiação com feixe de elétrons oferece vantagens distintas em termos da uniformidade da dose no volume-alvo e minimização da dose aos tecidos profundos (AAPM, 1988; Khan, 2010; Pianoschi, 2013). A profundidade de ionização para tratamento com campos largos de elétrons é ilustrada na FIGURA 23. Pela FIGURA 23 é observado que a ionização máxima ocorre na superfície do objeto simulador de poliestireno.

Figura 23: Curva de ionização relacionada com a profundidade para feixe de elétrons.

As medidas foram feitas com um feixe único horizontal no plano de tratamento utilizando uma câmara de ionização com placas paralelas (Retirado de AAPM Report no. 23 - Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry, 1988).

3.13.1. Irradiação total da pele ("*Total Skin Irradiation*" - TSI)

Os elétrons no intervalo de energia de 2 a 9 MeV têm demonstrado serem úteis para o tratamento de lesões superficiais que cobrem grandes áreas do corpo, tais como a micose fungoide e outros linfomas cutâneos (Khan, 2010). Nessas energias, os feixes de elétrons são caracterizados pela rápida queda na dose além de uma pequena

profundidade e um mínimo “background” de raios X (1% ou menos). Desse modo, as lesões superficiais da pele que se estendem até cerca de 1 cm de profundidade podem ser efetivamente tratadas sem exceder a tolerância da medula óssea (Khan, 2010).

Os elétrons interagem com a matéria por: (a) ionização e excitação (esses são os modos de interação mais predominantes em tecidos moles); (b) “*bremssstrahlung*” (maior probabilidade de ocorrência para altas energias e em materiais de alto número atômico); (c) espalhamento elástico pelo núcleo atômico e (d) espalhamento elástico por elétrons orbitais.

O tratamento da micose fungoide (ou linfoma de células T) com a irradiação total da pele (TSI) foi sugerida, no mínimo, há 50 anos. Os métodos dosimétricos sugeridos incluem câmaras de ionização, filmes, TLDs, dosímetros Fricke e detectores semicondutores (diodos) (AAPM, 1988). Os diodos podem ser úteis na realização das medidas devido a sua ótima resolução espacial. Para a utilização dos TLDs é recomendável realizar uma comparação com medidas de câmaras de ionização (os TLDs pequenos são extremamente úteis para dosimetria “*in vivo*” na avaliação da uniformidade da dose e para calibração do feixe) (AAPM, 1988).

Muitas técnicas foram desenvolvidas e aplicadas com sucesso para o tratamento dessa doença. Basicamente, os métodos são divididos em duas categorias: (a) técnica translacional na qual um paciente (decúbito ventral) é translacionado em relação ao feixe de elétrons de largura suficiente para cobrir as dimensões transversas do paciente e (b) técnica de grande campo, na qual um paciente em pé é tratado com uma combinação de amplos feixes produzidos pelo espalhamento de elétrons e grandes SSDs. Nessa última técnica grandes campos de elétrons necessários para a irradiação total da pele podem ser produzidos pelo espalhamento de elétrons por meio de ângulos amplos e utilizando grandes distâncias. O campo é mantido uniforme ao longo da altura do paciente por meio da combinação de múltiplos campos. O paciente é tratado em pé com quatro ou seis campos direcionados de ângulos igualmente espaçados para a cobertura circunferencial da superfície do corpo (Khan, 2010).

Na técnica de Stanford (Khan, 2010), o paciente é tratado com seis campos (anterior, posterior e quatro campos oblíquos) posicionados 60 graus separadamente ao redor da circunferência do paciente. Cada campo é constituído por dois componentes do feixe, apontando para um ângulo adequado em relação à horizontal. As posições de tratamento do paciente e o ciclo de tratamento completo estão ilustrados na FIGURA 24.

Figura 24: Posições do paciente para técnica de Stanford com seis campos. O paciente é tratado com dois feixes em cada posição, um feixe direcionado a 15° abaixo da horizontal e o outro a 15° acima da horizontal. (Retirado de Khan, F. M. The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Williams, 2010).

3.14. Uso do “*bolus*”

O “*bolus*” é frequentemente utilizado em terapia com feixe de elétrons para:

- a) Achatar uma superfície irregular,
- b) Reduzir a penetração dos elétrons em algumas partes do campo,
- c) Aumentar a dose na superfície.

Idealmente, o material do “*bolus*” deve ser equivalente ao tecido em “*stopping power*” e poder de espalhamento. O material do “*bolus*” deve ser checado comparando a distribuição de dose com a profundidade no “*bolus*” com a água. Um número de materiais disponíveis comercialmente pode ser usado como “*bolus*” (cera de parafina, poliestireno, Lucite, Superstuff e Superflab) (Khan, 2010).

Nas irradiações para feixes de radioterapia com elétrons pode-se colocar uma placa de material de baixo número atômico (Lucite ou poliestireno) para reduzir a energia do feixe (Khan, 2010).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Tratamento térmico e leitura dos dosímetros

Os TLDs de LiF:Mg,Ti (TLD-100) utilizados nesse estudo foram produzidos pela Thermo Fisher Scientific (EUA). O tratamento térmico pré-irradiação adotado foi uma hora no forno (Vulcan modelo 3-550 PD) a uma temperatura de 400°C seguido de duas horas na estufa (Fanem modelo 315-IEA 11200) a uma temperatura de 100°C (Cameron et al., 1968; Oberhofer e Scharmann, 1979; Mahesh et al., 1989; McKeever et al., 1995). Para o primeiro estudo (“Avaliação da técnica OSL empregando dosímetros de LiF:Mg,Ti para aplicação em dosimetria beta e gama”) foi utilizado o microLiF:Mg,Ti (TLD-100 - Thermo Fisher Scientific), cujas dimensões estão listadas na TABELA 4 e na FIGURA 25. O seu tratamento térmico é o mesmo do LiF:Mg,Ti.

TABELA 4: Características dos materiais TLs e OSLs utilizados.

Material	Composição do dosímetro TL/OSL*	Dimensões
TLD-100	LiF:Mg,Ti	3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm
micro TLD-100	LiF:Mg,Ti	1 mm x 1 mm x 1 mm
TLD-900	CaSO ₄ :Dy	6 mm de diâmetro e 0,8 mm de espessura
TLD-500	Al ₂ O ₃ :C *	5 mm de diâmetro e 0,9 mm de espessura

Figura 25: Dimensões dos dosímetros (na sequência: $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$; $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$; LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti).

Os TLDs de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ foram fabricados pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos da Gerência de Metrologia das Radiações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (LMD-GMR). O tratamento térmico pré-irradiação adotado foi três horas no forno a uma temperatura de 300°C (Vulcan modelo 3-550 PD) (Cameron et al., 1968; Oberhofer e Scharmann, 1979; Mahesh et al., 1989; McKeever et al., 1995). As dimensões dos dosímetros TLs e OSL (FIGURA 25) e os tratamentos térmicos adotados nesse estudo são mostrados nas TABELAS 4 e 5.

TABELA 5: Equipamentos e parâmetros dos tratamentos térmicos dos dosímetros TLs e OSLs.

Dosímetro	Equipamento	Temperatura de aquecimento	Tempo
LiF:Mg,Ti	Forno (Vulcan 3-550PD)	400°C	1 hora
	Estufa (Fanem 315 IEA 11200)	100°C	2 horas
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	Forno (Vulcan 3-550PD)	300°C	3 horas
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	Caixa vedada com LED azul no topo	ambiente ($\sim 23^\circ\text{C}$)	24 horas

As leituras das respostas TLs foram obtidas utilizando as leitoras TL Harshaw (FIGURA 26) modelos 3500 e 4500 (LMD-GMR) para uma taxa de aquecimento de 10°C/s. As temperaturas máximas para os TTPs das leituras dos TLDs de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy foram de 300°C e 400°C, respectivamente.

(a)

(b)

Figura 26: Leitoras TL Harshaw: (a) 3500; (b) 4500.

Os dosímetros de Al₂O₃:C (TLD-500) foram produzidos pela Rexon TLD Systems & Components Inc. (EUA) e fornecidos pela empresa brasileira Pro-Rad. Esses dosímetros foram inicialmente submetidos a um tratamento térmico pré-irradiação de 15 minutos no forno a uma temperatura de 900°C (Yukihara e McKeever, 2011). Após os dosímetros serem retirados do forno eles foram submetidos a uma leitura OSL com o objetivo de verificar a resposta OSL intrínseca ou residual de cada dosímetro. Esse procedimento buscou a avaliação da eficiência desse tratamento térmico. Esse tratamento não demonstrou ser muito eficaz para a limpeza do sinal OSL dos dosímetros; desse modo foi feita uma calibração individual de cada dosímetro de Al₂O₃:C.

Um novo tipo de tratamento térmico adotado para a limpeza do sinal OSL dos dosímetros de Al₂O₃:C foi a iluminação dos mesmos com uma lâmpada de LED azul. Para esse procedimento foi utilizada uma caixa de papelão pequena, na qual foi acoplada uma lâmpada de LED azul no seu topo. Os dosímetros de Al₂O₃:C foram acondicionados no interior da caixa e foram submetidos a iluminação com a luz de LED

azul por 24 horas, tempo que foi suficiente para o “*bleaching*” ou limpeza do sinal OSL. Foram avaliados diversos tempos de iluminação dos dosímetros, o tempo que melhor correspondeu ao “*bleaching*” da resposta OSL foi o tempo de 24 horas. As leituras da resposta OSL foram obtidas utilizando o aparelho Risø TL/OSL DA-20 (FIGURA 27).

Figura 27: Leitor Risø TL/OSL DA-20 do Laboratório da Gerência de Metrologia das Radiações (GMR-IPEN).

Os detectores semicondutores (diodos de silício) utilizados nesse estudo são fabricados pela Sun Nuclear Corporation (EUA) (FIGURA 28). As leituras fornecidas pelos diodos são instantâneas e foram utilizados os protocolos de calibração e dosimetria do Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE) para as irradiações.

(a)

(b)

Figura 28: (a) Dimensão do detector semiconductor de silício (diodo); (b) Diodos com a sua eletrônica associada (as leituras das doses absorvidas são fornecidas instantaneamente pelo aparato eletrônico).

4.2. Seleção dos dosímetros

Os TLDs de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy foram numerados individualmente e selecionados após uma prévia calibração utilizando uma fonte de radiação gama de ⁶⁰Co do Centro de Tecnologia das Radiações (CTR-IPEN) (Atividade da fonte=11,7 TBq em 07/08/2012). Os dois tipos de dosímetros foram irradiados para diferentes valores de dose e posteriormente foram obtidas as leituras das respostas TLs. Esse procedimento foi repetido várias vezes para a obtenção de lotes dosimétricos com sensibilidades muito próximas. Os dosímetros foram selecionados de acordo com as suas repetibilidades dentro de $\pm 5\%$.

Os dosímetros de Al₂O₃:C foram numerados e calibrados individualmente porque cada um possui uma sensibilidade inerente. Esses dosímetros foram irradiados para uma dose igual a 1 Gy e foi feita uma leitura OSL no aparelho Risø TL/OSL DA-20. Posteriormente os dosímetros foram submetidos ao “*bleaching*” para a limpeza do sinal OSL e foi feita uma leitura OSL para a dose zero (ou leitura BG de cada dosímetro). Desse modo, foi obtida uma razão da leitura OSL para a dose de 1 Gy pela dose zero (Yukihara e McKeever, 2011).

4.3. Objetos simuladores

Nesse estudo foi utilizado um objeto simulador desenvolvido especialmente para a realização da dosimetria em IMRT. O objeto simulador (FIGURA 29) foi feito de PMMA e as suas dimensões estão especificadas conforme a FIGURA 30. Para as irradiações dos diodos foram utilizados os seguintes objetos simuladores:

- Objeto simulador de PMMA preenchido com água (FIGURA 31-a),
- Placas de água sólida (“*solid water-SW*”) (FIGURA 31-b),
- Objeto simulador antropomórfico Alderson Rando® (FIGURA 32).

O objeto simulador antropomórfico Alderson Rando é constituído de um esqueleto humano natural dentro de um material que é radiologicamente equivalente ao tecido. O tecido mole do objeto simulador é feito a partir de uma formulação de uretano com um número atômico efetivo e densidade de massa que simula o tecido

muscular com o tecido adiposo distribuído randomicamente. O objeto simula um homem padrão com 1,75 m e 73,5 kg e é composto por várias placas sobrepostas que permitem o encaixe de dosímetros (The Phantom Laboratory).

Figura 29: Objeto simulador de PMMA contendo cinco cavidades. No detalhe atrás estão os blocos de PMMA utilizados em todas as irradiações para assegurar a radiação retroespalhada.

Figura 30: Dimensões das cinco cavidades do objeto simulador de PMMA.

(a)

(b)

Figura 31: (a) Objeto simulador de PMMA preenchido com água; (b) Objeto simulador de água sólida.

Figura 32: Objeto simulador antropomórfico Alderson Rando®.

4.4. Sistemas de irradiação

Todas as irradiações desse estudo foram realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE) localizado na cidade de São Paulo-SP com os seguintes aceleradores lineares (AL):

- AL Clinac Varian 6EX (FIGURA 33),
- AL Clinac Varian 23EX (*"Rapid Arc"*).

Figura 33: Acelerador linear Varin Clinac 6EX.

4.5. Curva dose-resposta

A curva dose-resposta para os três tipos de dosímetros (LiF:Mg,Ti ; $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) para feixe de fótons (6 MV-campos de IMRT) do acelerador linear Clinac Varian 6EX foi obtida utilizando um objeto simulador de PMMA para as seguintes

doses absorvidas: 0,05; 0,5; 1; 3,5 e 7 Gy. Essas doses foram corrigidas para a profundidade de dose máxima pelo sistema de planejamento de tratamento “*Anisotropic Analytical Algorithm*” (versão 11.0.31) da Eclipse Varian.

Cada tipo de dosímetro foi separado em cinco grupos contendo dez dosímetros cada; cada grupo foi embalado em papel alumínio (dosímetros dispostos lado a lado) de modo a evitar a sensibilização pela luz ambiente e solar. Para a irradiação cada grupo foi acondicionado no interior e no centro de cada cavidade do objeto simulador em cima das placas de PMMA (cada cavidade foi preenchida com placas de PMMA com diferentes espessuras de 3 a 6 mm) de modo que os dosímetros ficaram na mesma altura da superfície do objeto simulador (FIGURA 34).

O isocentro do planejamento está localizado a uma profundidade de 9 cm do objeto simulador de PMMA (considerando a espessura de 8 cm dos blocos de PMMA posicionados em cima do objeto simulador).

Os dois blocos de PMMA de espessura de 8 cm foram posicionados no topo do objeto simulador de modo a garantir o retroespalhamento da radiação (FIGURA 33). Antes de realizar cada irradiação foi feita uma tomografia computadorizada para a validação do sistema de planejamento.

A curva dose-resposta para o feixe de elétrons foi obtida para o acelerador linear Clinac Varian 23EX.

Figura 34: Grupos de dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ posicionados no interior de cada cavidade e no topo das placas de PMMA, observar que os dosímetros ficaram na altura do objeto simulador de PMMA.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1. Curvas dose-resposta TL do LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy

As curvas dose-resposta TL do LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy para o feixe da radiação gama do ⁶⁰Co são apresentadas na FIGURA 35. As curvas dose-resposta TL para o feixe de fótons (6 MV-IMRT) para os dosímetros de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy são apresentadas nas FIGURAS 36 e 37. Essas curvas apresentaram um comportamento linear no intervalo de dose de 0,05 a 1 Gy (FIGURAS 36 e 37). Para doses maiores que 1 Gy pode ser observado o início de um comportamento supralinear para os dosímetros de LiF:Mg,Ti. Nessas figuras cada valor representa a média de 10 respostas TLs e as barras de erro representam o desvio padrão da média com um intervalo de confiança de 95%.

Figura 35: Curvas dose-resposta TL dos dosímetros: **(a)** LiF:Mg,Ti e **(b)** CaSO₄:Dy para a radiação gama do ⁶⁰Co.

Figura 36: Curva dose-resposta TL dos dosímetros de LiF:Mg,Ti (TLD-100) para feixe de IMRT-fótons (6 MV) do acelerador linear Varian 6EX do HIAE.

Figura 37: Curva dose-resposta TL dos dosímetros de CaSO₄:Dy para feixe de IMRT-fótons (6 MV) do acelerador linear Varian 6EX do HIAE.

5.2. Estudo do decaimento térmico do sinal ("*fading*") dos TLDs de LiF:Mg,Ti após irradiação com fonte beta para a técnica OSL

Esse estudo teve como objetivo a verificação do decaimento térmico do sinal ("*fading*") dos TLDs de LiF:Mg,Ti após a irradiação com uma fonte beta de ^{90}Sr - ^{90}Y (taxa de dose de 0,1 Gy/s) pertencente ao leitor OSL Risø TL/OSL DA-20 do Laboratório de OSL da Gerência de Metrologia das Radiações (GMR-IPEN) (Jursinic, 2007; Akselrod et al., 2007; Benevides et al., 2010; Carinou et al., 2011; Oster et al., 2011; Yukihiro e McKeever, 2011) .

Inicialmente, os dosímetros foram submetidos ao processo de tratamento térmico que consistiu de 1 hora (1 h) a temperatura de 400°C no forno tipo mufla (Vulcan 3-550 PD), seguido de 2 horas a temperatura de 100°C na estufa cirúrgica (Fanem 315-IEA11200). Os dosímetros de LiF:Mg,Ti foram estimulados com o LED azul (NICHIA tipo NSPB-500AS) com um pico de emissão de 470 nm e foi utilizado o filtro Hoya U-340. Anteriormente às leituras, foram realizados testes para a verificação do funcionamento da TFM, com a finalidade de verificar a interferência de qualquer luz externa.

As curvas dose-resposta foram obtidas para as seguintes doses de radiação beta: 0,5; 1,0; 2,0; 5,0; 10 e 15 Gy. A curva do decaimento térmico do sinal OSL foi obtida para os seguintes tempos de leitura após a irradiação: 0 min, 1 min, 7 min, 10 min, 1 h, 1,5 h, 3 h, 24 h, 48 h. Os dosímetros foram mantidos em ambiente livre de qualquer fonte de luz. Cada valor representa a média de cinco leituras e as barras de erro representam os desvios-padrões da média (1σ) com nível de confiança de 95%.

As FIGURAS 38 e 39 apresentam as curvas de decaimento térmico do sinal OSL dos dosímetros de LiF:Mg,Ti para os tempos máximos de leitura após a irradiação de 3 h e 48 h, respectivamente.

Figura 38: Curva de decaimento térmico do sinal OSL do LiF:Mg,Ti para tempo de leitura até 3 h.

Figura 39: Curva de decaimento térmico do sinal OSL do LiF:Mg,Ti para tempo de leitura até 50 h.

Na TABELA 6 são apresentados os valores da repetibilidade da resposta OSL dos dosímetros de LiF:Mg,Ti calculados de acordo com as doses de irradiação na fonte beta de ^{90}Sr - ^{90}Y . Pela análise da TABELA 6 pode ser observado que a repetibilidade varia de 0,69 a 3,41%.

Tabela 6: Repetibilidade (%) da resposta OSL dos dosímetros de LiF:Mg,Ti calculada de acordo com as doses de radiação.

Dose (Gy)	Repetibilidade (%)
0,5	0,69
1,0	1,11
2,0	0,84
5,0	3,41
10	1,20
15	1,48

Pela análise das FIGURAS 38 e 39 pode-se concluir que o decaimento térmico do sinal OSL ocorre nos primeiros 10 minutos após a irradiação. Após o período de 1 h o sinal permanece praticamente constante ao longo de um período de até 50 h (tempo máximo medido por esse estudo). Nesse estudo observou-se um decréscimo do sinal OSL em 250 vezes, entre a leitura imediatamente após a irradiação e o tempo de 50 h. A reprodutibilidade do sinal OSL é melhor do que 3,41% e os valores encontram-se de acordo com as referências encontradas na literatura (até $\pm 5\%$) (Nisbet and Thwaites, 1997; Boyer et al., 2001; Podgorsak, 2005; Bassinet et al., 2010; Nelson et al., 2010; Yukihiro e McKeever, 2011).

Os resultados demonstraram que os TLDs de LiF:Mg,Ti podem ser utilizados para a dosimetria beta com a técnica OSL; o recomendado seria realizar a leitura do sinal OSL logo após as irradiações (obtendo, portanto, o sinal OSL máximo inicial) ou esperar cerca de 1 h a 24 h para a realização da leitura OSL. Nesse último caso, o sinal OSL é praticamente constante e seria necessário estabelecer os fatores de correção do sinal OSL inicial (valor máximo) para o sinal OSL avaliado após o tempo de 1 h. Esse

estudo foi realizado também com dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, os quais não apresentaram resposta OSL para as doses de radiação beta avaliadas.

5.3. Estudo da correlação entre o “*bleaching*” do sinal OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e a efetividade do tempo de iluminação para diferentes doses em dosimetria beta

Nesse estudo foram utilizados 72 dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ (TLD-500) produzidos pela Rexion TLD System (EUA), os quais foram irradiados na fonte beta de ^{90}Sr - ^{90}Y acomodada no interior do leitor RisØ TL/OSL DA-20 do Laboratório de OSL do GMR-IPEN. As curvas do decaimento OSL foram obtidas para as seguintes doses: 1, 5 e 10 Gy.

As leituras das respostas OSLs dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ foram realizadas com a estimulação de LED azul (NICHIA, type NSPB-500AS), em modo de iluminação constante (CW-OSL) e foi utilizado um filtro Hoya U-340 na janela de detecção. Para as medidas OSL foi utilizado um diafragma feito de papelão, o qual foi posicionado entre o filtro Hoya U-340 e a TFM, de modo a controlar a passagem de luz, evitando, desse modo, a saturação da TFM.

O tempo do “*bleaching*” foi avaliado utilizando uma caixa completamente selada, na qual foi acoplada uma lâmpada de LED azul no topo (FIGURA 40). O tempo de exposição à luz do LED azul foi variado para os seguintes valores: 1 minuto, 10 minutos, 1 hora, 3 horas, 12 horas e 24 horas. Cada valor representa a média de quatro leituras OSL.

Figura 40: (a) Caixa de papelão vedada para a iluminação dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$; (b) Caixa com a lâmpada de LED azul no topo; (c) Dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ iluminados pelo LED azul (especificações da lâmpada: 127 V e Potência: 2,2 W).

As FIGURAS 41-43 apresentam as curvas do decaimento OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ de acordo com o tempo de iluminação dos dosímetros com o LED azul para as seguintes doses de radiação beta: 1, 5 e 10 Gy, respectivamente. Pelas figuras pode ser observado que a resposta OSL diminui com o aumento do tempo de exposição à luz do LED azul. A FIGURA 44 compara as doses com o tempo de exposição à luz do LED azul (pode-se notar que a resposta OSL é proporcional a dose de radiação beta).

Figura 41: Curva do decaimento OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ para a dose de radiação beta de 1 Gy.

Figura 42: Curva do decaimento OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ para a dose de radiação beta de 5 Gy.

Figura 43: Curva do decaimento OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ para a dose de radiação beta de 10 Gy.

Figura 44: Curva do decaimento da resposta OSL dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ de acordo com o tempo de exposição à luz e às doses de radiação beta.

A análise dos resultados indica que o tempo de exposição de 24 horas dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ à lâmpada de LED azul promove uma boa limpeza do sinal OSL residual (“*bleaching*”) (da ordem do BG do leitor) para as doses de radiação beta de 1 até 10 Gy (Matsushima et al., 2013a). Pela FIGURA 44 pode-se concluir que o tempo de 24 horas é ideal para o “*bleaching*” dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, representando, portanto, um tratamento alternativo ao tratamento térmico sugerido pela literatura (Yukihara e McKeever, 2011). Nesse tempo (24 h) os três pontos se sobrepõem, indicando a eficiência do procedimento de “*bleaching*” para as três doses avaliadas.

5.4. PLANEJAMENTOS

5.4.1. Avaliação da técnica OSL empregando dosímetros de LiF:Mg,Ti para aplicação em dosimetria beta e gama

Esse estudo teve como objetivo avaliar a resposta da técnica OSL dos dosímetros de LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti após irradiações com fontes beta e gama. Os

dosímetros LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti foram selecionados em lotes com sensibilidades TL próximas ($\pm 5\%$) para irradiações com uma dose de 1 Gy para uma fonte gama de ^{60}Co (CTR-IPEN). Os dosímetros foram irradiados no ar e foram posicionados entre placas de PMMA de 3 mm de espessura, para atingir a condição de equilíbrio eletrônico para o ^{60}Co (Matsushima et al., 2012; Matsushima et al., 2013a; Matsushima et al., 2013b; Matsushima et al., 2014b).

Para os dois tipos de dosímetros (LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti) foram utilizados cinco grupos; cada grupo contendo dez dosímetros. Foram obtidas as curvas de dose-resposta do LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti para as radiações gama e beta para as seguintes doses: 0,5; 1; 2; 5; 10 e 15 Gy (FIGURAS 45 e 46).

Figura 45: Curva dose-resposta OSL do LiF:Mg,Ti para a: (a) radiação gama do ^{60}Co ; (b) radiação beta do ^{90}Sr - ^{90}Y .

Figura 46: Curva dose-resposta OSL do microLiF:Mg,Ti para a radiação beta do ^{90}Sr - ^{90}Y .

Após a obtenção das curvas de dose-resposta OSL, os dosímetros de LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti foram submetidos ao tratamento térmico e foram irradiados para a fonte gama de ^{60}Co do Centro Tecnológico de Radiações (CTR-IPEN) para as seguintes doses: 0,5; 1; 2; 5; 10 e 15 Gy. Desse modo, foram obtidas as curvas do decaimento OSL para o LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti para a radiação gama (FIGURAS 47-50).

A fonte de radiação beta utilizada para a obtenção das curvas do decaimento OSL foi uma fonte de ^{90}Sr - ^{90}Y acoplada a leitora Risø TL/OSL DA-20 com uma taxa de dose igual a 0,1 Gy/s (24/04/2012). Posteriormente, foram obtidas as curvas do decaimento OSL para o LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti para a radiação beta (FIGURAS 47-50).

Para cada figura cada valor representa a média de 10 leituras OSL e as barras de erro são o desvio padrão da média (1σ) com um intervalo de confiança de 95%. Para as leituras OSL os dosímetros de LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti foram iluminados com o LED azul (NICHIA, tipo NSPB-500AS), no modo de intensidade de iluminação constante (CW), com um pico de emissão a 470 nm e foi utilizado o filtro HOYA U-340 (Matsushima et al., 2013b). O tempo de aquisição das leituras das respostas OSLs foi igual a 60 segundos e foi utilizada uma potência óptica igual a 90%.

Por último, foi calculado o limite inferior de detecção (LID) para o LiF:Mg,Ti para ambos os tipos de radiação (Matsushima et al., 2013b). A FIGURA 45 apresenta as curvas de dose-resposta OSL do LiF:Mg,Ti para as radiações gama e beta. A FIGURA 46 apresenta a curva dose-resposta OSL do microLiF:Mg,Ti para a radiação beta. Em ambos os casos, pode ser observado o comportamento linear da resposta OSL.

As FIGURAS 47-50 apresentam as curvas do decaimento OSL do LiF:Mg,Ti e do microLiF:Mg,Ti para as fontes de radiação gama e beta, respectivamente. Pode ser observado que a resposta OSL obtida com a irradiação com o LED azul é proporcional à dose de radiação.

Figura 47: Curvas do decaimento OSL do LiF:Mg,Ti de acordo com as doses de radiação gama do ^{60}Co .

Figura 48: Curvas do decaimento OSL do LiF:Mg,Ti de acordo com as doses de radiação beta do ^{90}Sr - ^{90}Y .

Figura 49: Curvas do decaimento OSL do microLiF:Mg,Ti de acordo com as doses de radiação gama do ^{60}Co .

Figura 50: Curvas do decaimento OSL do microLiF:Mg,Ti de acordo com as doses de radiação beta do ^{90}Sr - ^{90}Y .

A repetibilidade da resposta OSL foi calculada de acordo com as doses de radiações gama e beta (TABELA 7). Os resultados encontrados são menores do que $\pm 3\%$ e os valores encontram-se dentro do recomendado pela literatura. O maior valor medido da repetibilidade da resposta OSL foi para a dose de radiação beta de 0,5 Gy (para o microLiF:Mg,Ti), que é igual a $\pm 4,82\%$.

Tabela 7: Repetibilidade da resposta OSL ($\pm\%$) do LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti para as radiações gama e beta.

Repetibilidade ($\pm\%$)				
Dose (Gy)	radiação gama		radiação beta	
	LiF:Mg,Ti	microLiF:Mg,Ti	LiF:Mg,Ti	microLiF:Mg,Ti
0,5	0,91	0,33	0,51	4,82
1	0,86	0,52	1,56	2,57
2	0,75	0,71	1,32	1,84
5	0,84	0,92	0,98	2,95
10	0,55	0,87	1,55	0,97
15	0,54	1,51	1,22	1,70

Os Limites inferiores de detecção (LIDs) encontrados para o LiF:Mg,Ti são 60,08 mGy e 31,55 mGy, respectivamente, para as radiações gama e beta. Para os dosímetros de microLiF:Mg,Ti o LID foi igual a 607,7 mGy para a radiação beta (Matsushima et al., 2013b).

A análise das FIGURAS 47-50 permitiu concluir que os dosímetros de LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti são mais sensíveis à radiação beta do que à radiação gama (o LID do LiF:Mg,Ti é cerca de duas vezes maior para a radiação beta). As repetibilidades das respostas OSLs para ambos dosímetros é melhor do que $\pm 4,82\%$, menor do que os $\pm 5\%$ recomendados para radioterapia (AAPM, 1983; Podgorsak, 2005; Matsushima et al., 2012; Matsushima et al., 2014a). Esse estudo indicou que os dosímetros de LiF:Mg,Ti e do microLiF:Mg,Ti podem ser utilizados para a técnica OSL na área de radioterapia, pois as doses nessa área são maiores que as doses medidas para dosimetria pessoal.

5.4.2. Determinação das doses absorvidas em volumes-alvo e das doses de radiação espalhada fora dos volumes-alvo

Esse planejamento teve como objetivo a determinação da dose de radiação absorvida em dois volumes-alvo (tumores) tratados ao mesmo tempo e a verificação

da distribuição da dose de radiação espalhada nas outras três cavidades que foram consideradas como órgãos de risco. Para essa irradiação foi utilizado o objeto simulador de PMMA com cinco cavidades, as placas de PMMA de diferentes espessuras e os blocos de PMMA. As cavidades foram numeradas na seguinte ordem: cavidade 1 – retângulo; cavidade 2 – círculo; cavidade 3 – quadrado maior; cavidade 4 – triângulo e cavidade 5 – quadrado menor.

A menor distância medida entre as cavidades 1 e 2 (retângulo e círculo, FIGURA 51), que foram consideradas tumores a serem tratados, é de 1,5 cm e as menores distâncias da cavidade 1 para as cavidades 3, 4 e 5 são, respectivamente, 1,9 cm; 2,2 cm e 2,65 cm. As menores distâncias da cavidade 2 para as cavidades 3, 4 e 5 são, respectivamente, 5,4 cm; 5,7 cm e 1,5 cm (FIGURA 51). As curvas de isodose e as doses médias absorvidas em cada cavidade fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE são apresentadas na FIGURA 51.

Figura 51: Curvas de isodose fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE (observar a distribuição das doses nas cinco cavidades). As cavidades 1 e 2 foram consideradas tumores a serem tratados, as cavidades 3, 4 e 5 foram consideradas como órgãos de risco.

O sistema de planejamento do HIAE simulou um tratamento de múltiplas metástases cerebrais para as cavidades 1 e 2 e as outras cavidades, que foram consideradas como órgãos de risco, simularam estruturas como o quiasma óptico, nervo óptico e o tronco cerebral. As doses médias calculadas pelo sistema de planejamento para as cavidades 1 e 2 foram de 326,7 cGy e 224,2 cGy, respectivamente. As irradiações foram realizadas com o acelerador linear Varian 6EX (feixe de fótons 6 MV) e foram planejados sete campos para feixes de IMRT.

Os resultados obtidos com esse planejamento foram comparados com as curvas de isodose fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE (FIGURA 52). Para a avaliação da repetibilidade dos dosímetros de LiF:Mg,Ti as irradiações foram realizadas duas vezes para as mesmas condições.

A repetibilidade das respostas TLs dos dosímetros de LiF:Mg,Ti (para o planejamento da determinação das doses absorvidas em volumes-alvo e verificação das doses de radiação espalhada) encontram-se dentro dos limites aceitáveis em radioterapia variando de 3% a 4,12% (AAPM, 1983; Podgorsak, 2005; Matsushima et al., 2014a).

Os dados fornecidos pelo sistema de planejamento do HIAE referente aos valores das doses mínimas, máximas e médias recebidas em cada cavidade são apresentados na TABELA 8. As doses avaliadas pelos TLDs de LiF:Mg,Ti (TLD-100) são apresentadas na TABELA 9.

As doses médias fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE e as doses avaliadas pelos TLDs de LiF:Mg,Ti (TLD-100) são apresentadas na TABELA 10 e sumarizadas na FIGURA 53. Pode-se observar a diferença das doses (%) entre os dois sistemas dosimétricos.

Tabela 8: Distribuição das doses fornecidas pelo sistema de planejamento de tratamento do HIAE.

Cavidade	Dose mínima (cGy)	Dose máxima (cGy)	Dose média (cGy)	Desvio padrão (DP) (cGy)
1	323,7	329,0	326,7	0,9
2	221,5	228,2	224,2	1,6
3	9,6	140,5	72,0	42,7
4	14,9	129,7	65,3	38,0
5	14,1	45,8	20,9	6,2

Tabela 9: Distribuição das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti (TLD-100) pela técnica TL.

Cavidade	Dose mínima ± DP (cGy)	Dose intermediária* ± DP (cGy)	Dose máxima ± DP (cGy)	Dose média ± DP (cGy)
1	324,71 ± 6,29	---	346,33 ± 6,81	337,07 ± 13,03
2	215,87 ± 1,86	---	228,07 ± 2,32	221,10 ± 6,79
3	24,90 ± 0,51	55,75 ± 2,52	99,35 ± 5,16	65,25 ± 29,85
4	20,48 ± 2,40	40,04 ± 4,12 ^(a) 85,22 ± 0,19 ^(b)	104,86 ± 13,27	60,14 ± 35,06
5	19,72 ± 2,37	---	29,46 ± 2,37	22,64 ± 5,21

*(a), (b) doses médias intermediárias calculadas pelos TLD-100 na cavidade 4.

Tabela 10: Doses médias fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE ($\bar{D}_{TPS}$) e doses avaliadas pelos TLD-100 ($\bar{D}_{TLD100}$) pela técnica TL.

Cavidade	$\bar{D}_{TPS}$ (cGy) $\pm$ DP (cGy)	$\bar{D}_{TLD100}$ (cGy) $\pm$ DP (cGy)	Diferença (%) $\frac{\bar{D}_{TLD100}}{\bar{D}_{TPS}}$
1	326,7 $\pm$ 0,9	337,07 $\pm$ 13,03	+3,17
2	224,2 $\pm$ 1,6	221,10 $\pm$ 6,79	-1,38
3	72,0 $\pm$ 42,7	65,25 $\pm$ 29,85	-9,38
4	65,3 $\pm$ 38,0	60,14 $\pm$ 35,06	-7,90
5	20,9 $\pm$ 6,2	22,64 $\pm$ 5,21	+8,33

A FIGURA 52 apresenta o histograma cumulativo dose-volume mostrando as doses médias fornecidas pelo sistema de planejamento de acordo com cada cavidade. As doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE, para as cavidades 1 e 2, foram de 326,7 $\pm$ 0,9 cGy e 224,2 $\pm$ 1,6 cGy, respectivamente.

Figura 52: Histograma cumulativo dose-volume fornecido pelo sistema de planejamento do HIAE indicando o volume efetivo irradiado, as doses mínimas, máximas e médias recebidas em cada cavidade.

As doses médias avaliadas para as cavidades 1 e 2 (volumes-alvo) foram $337,07 \pm 13,03$ cGy e $221,10 \pm 6,79$ cGy, respectivamente. Os resultados das leituras TL dos TLD-100 concordam, considerando os desvios padrões, com o esperado pelo sistema de planejamento de tratamento, o que é observado na figura 53.

Para as avaliações das doses de radiação espalhadas nos órgãos de risco, na cavidade 3 foram avaliadas uma dose mínima de $24,90 \pm 0,51$ cGy e uma dose máxima de $99,35 \pm 5,16$ cGy. Pode ser observado uma curva de isodose de valor intermediário igual a $55,75 \pm 2,52$ cGy e uma dose média de $65,25 \pm 29,85$ cGy. Para a cavidade 4 a dose mínima calculada foi igual a $20,48 \pm 2,40$ cGy, a dose máxima foi igual a $104,86 \pm 13,27$ cGy; pode ser observado curvas de isodose de valor intermediário de $40,04 \pm 4,12$ cGy (a) e $85,22 \pm 0,19$ cGy (b) e dose média de $60,14 \pm 35,06$ cGy. Para a cavidade 5, a dose mínima calculada foi igual a $19,72 \pm 2,37$ cGy, a dose máxima igual a $29,46 \pm 2,37$ cGy e a dose média igual a $22,64 \pm 5,21$ cGy. Em todos os casos, os resultados experimentais concordaram com as curvas de isodose fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE. No caso da radiação espalhada as doses experimentais avaliadas apresentaram os desvios padrões menores do que os calculados.

As doses de radiação espalhada recebidas pelas cavidades 3, 4 e 5 corresponderam, em média, a 19,36%, 17,84% e 6,72%, da maior dose recebida pela cavidade 1, respectivamente. As doses recebidas pelas cavidades 3, 4 e 5 corresponderam, em média, a 29,51%, 27,20% e 10,24% da dose recebida pela cavidade 2, respectivamente. A medida das doses fora do volume-alvo (a uma distância de aproximadamente 11,25 cm) pode variar até $\pm 55\%$. Os resultados das doses calculadas pelos TLD-100 concordaram com as doses medidas fora do alvo fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE.

Analizando os dados das doses médias calculadas pelos TLD-100, para as cavidades 1 e 2, pode ser notado uma diferença de +3,17% e -1,38%, respectivamente, comparando com as doses médias fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE. Essa diferença na porcentagem é aceitável para a precisão nos cálculos de planejamento dos tratamentos em radioterapia (AAPM, 1983; Podgorsak, 2005; Khan, 2010).

Figura 53: Comparação das doses avaliadas pelos TLD-100 (técnica TL) e as doses fornecidas pelo sistema de planejamento.

5.4.3. Verificação das doses absorvidas em cinco volumes-alvo tratados ao mesmo tempo

Outro planejamento realizado foi ter considerado as cinco cavidades como tumores a serem tratados simultaneamente. Para cada cavidade foi planejada uma dose diferente. Os valores das doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE encontram-se na TABELA 11.

Tabela 11: Doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE.

Cavidade	Dose (cGy)
Retângulo	325
Quadrado menor	200
Círculo	150
Triângulo	100
Quadrado maior	50

As FIGURAS 54 e 55 apresentam a comparação das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy (técnica TL) com os valores fornecidos pelo sistema de planejamento do HIAE. Pelos gráficos pode ser observado que os resultados das duas irradiações para os dosímetros de LiF:Mg,Ti encontram-se coerentes e dentro

das barras de erro. O mesmo comportamento pode ser observado para os dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$. Comparando os valores das doses avaliadas pelos dois tipos de dosímetros pode ser concluído que eles também concordam entre si.

Figura 54: Comparação das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti (técnica TL) com os valores das doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE.

Figura 55: Comparação das doses avaliadas pelos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (técnica TL) com os valores das doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE.

5.4.4. Determinação das doses absorvidas em dois tumores-alvo e otimização da mínima dose para os órgãos de risco

Nesse planejamento outras cavidades foram consideradas como tumores a serem tratados (quadrados menor e maior) e foram avaliadas as doses absorvidas (por técnica TL) nos tumores e nos órgãos circunvizinhos adjacentes (cavidades retangular, triangular e circular). As doses para os órgãos de risco foram otimizadas para a menor dose possível. As FIGURAS 56 e 57 apresentam os histogramas das variações das doses calculadas por técnica TL pelos TLDs de LiF e CaSO_4 , respectivamente. A comparação das doses dos dois tipos de TLDs é apresentada na FIGURA 58.

Figura 56: Histograma das variações das doses nos tumores e nos órgãos de risco para o LiF:Mg,Ti para técnica TL.

Figura 57: Histograma das variações das doses nos tumores e nos órgãos de risco para o CaSO₄:Dy para a técnica TL.

Figura 58: Histograma comparando as doses avaliadas pelos LiF:Mg,Ti (linha sólida) e CaSO₄:Dy (linha pontilhada) pela técnica TL.

5.4.5. Determinação das doses absorvidas em um volume-alvo (um tumor) e dos órgãos de risco

Nesse estudo a cavidade retangular (central) foi considerada como o volume-alvo, que seria um tratamento de um tumor de coluna ("*spine cord*") para uma dose de 2 Gy. A dose máxima calculada pelo sistema de planejamento do HIAE para o tumor foi de 2,52 Gy. As cavidades periféricas ao tumor foram consideradas como órgãos de risco. As cavidades triangular e quadrado maior foram consideradas como a medula; a cavidade circular foi considerada como o rim e a cavidade quadrado menor foi considerada como o esôfago.

Para esse planejamento foram utilizados os três tipos de dosímetros (LiF:Mg,Ti; CaSO₄:Dy e Al₂O₃:C) e o sistema de irradiação foi o acelerador linear Varian 6EX (feixe de fótons de 6 MV) para cinco campos de IMRT. Essa irradiação foi repetida duas vezes para as mesmas condições. Para os TLDs de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy foi utilizada a técnica TL e para os dosímetros de Al₂O₃:C foi utilizada a técnica OSL.

As curvas de isodose do sistema de planejamento do HIAE são apresentadas na FIGURA 59, mostrando as distribuições de dose nos cortes axial, coronal e sagital do objeto simulador. O planejamento da movimentação do sistema de lâminas "*multileaf*" é apresentado na FIGURA 60.

Figura 59: Curvas de isodose do sistema de planejamento do HIAE mostrando as distribuições de dose nos cortes axial, coronal e sagital do objeto simulador de PMMA. Pode-se observar a disposição dos cinco campos de irradiação executados pelo planejamento.

Figura 60: Planejamento da movimentação das lâminas do sistema “multileaf” em IMRT.

Convém ressaltar que os valores das doses absorvidas correspondem a um décimo dos valores das isodoses apresentadas na FIGURA 61. A FIGURA 62 apresenta o histograma dose-volume para cada cavidade. Nela são apresentados os valores fornecidos pelo sistema de planejamento das doses mínimas, médias e máximas recebidas em cada cavidade. Os histogramas das variações das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy são apresentadas nas FIGURAS 63 e 64, respectivamente. A comparação dos dois histogramas mostrando as doses calculadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy são apresentadas na FIGURA 65.

Observando os histogramas das FIGURAS 63-65 pode-se observar que os valores das doses médias avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy encontram-se dentro do intervalo de variação das doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE. Uma das exceções é para a dose média medida na cavidade circular, que simulou o rim; nesse caso o valor da dose média calculada pelo LiF:Mg,Ti é cerca de 14,8% menor do que a dose mínima fornecida pelo sistema de planejamento do HIAE. A outra exceção é para a cavidade retangular, que simulou o tumor; nesse caso a dose média calculada pelo CaSO₄:Dy é cerca de 19,7% menor do que a dose mínima fornecida pelo sistema de planejamento do HIAE.

Na TABELA 12 são apresentados os valores das doses mínimas, máximas e médias de acordo com a cavidade que simulou determinado órgão. Convém lembrar que a cavidade retangular foi considerada como o tumor e as outras cavidades foram consideradas como órgãos de risco. Nas TABELAS 13 e 14 são apresentadas as doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy, respectivamente.

Figura 61: Curvas de isodose calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE nas cinco cavidades. As doses absorvidas são um décimo das doses apresentadas na legenda.

Figura 62: Histograma cumulativo dose-volume fornecido pelo sistema de planejamento do HIAE. Nele pode-se observar o volume efetivo irradiado, as doses mínimas, máximas e médias recebidas em cada cavidade.

Figura 63: Histograma mostrando as variações das doses avaliadas pelo LiF:Mg,Ti (técnica TL) em cada cavidade.

Figura 64: Histograma mostrando as variações das doses avaliadas pelo CaSO₄:Dy (técnica TL) em cada cavidade.

Figura 65: Histograma comparando as doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti e CaSO₄:Dy por técnica TL.

Tabela 12: Distribuição das doses fornecidas pelo sistema de planejamento de tratamento do HIAE.

Cavidade	Órgão	Dose mín. (Gy)	Dose máx. (Gy)	Dose média ± (DP) (Gy)
simulador				
Retângulo	tumor	1,77	1,96	1,85 ± 0,04
Triângulo	medula	0,28	1,11	0,50 ± 0,19
Q. maior	medula	0,07	1,79	0,47 ± 0,46
Q. menor	esôfago	0,59	1,01	0,87 ± 0,09
Círculo	rim	0,81	1,10	0,94 ± 0,06

Tabela 13: Distribuição das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti pela técnica TL.

Cavidade	Órgão simulador	Dose mín. (Gy)	Dose máx. (Gy)	Dose média $\pm$ DP (Gy)
Retângulo	tumor	1,16	1,57	1,38 $\pm$ 0,11
Triângulo	medula	0,48	0,90	0,65 $\pm$ 0,11
Q. maior	medula	0,08	0,33	0,15 $\pm$ 0,06
Q. menor	esôfago	0,32	0,96	0,65 $\pm$ 0,17
Círculo	rim	0,29	1,41	0,69 $\pm$ 0,33

Tabela 14: Distribuição das doses avaliadas pelos dosímetros de CaSO₄:Dy pela técnica TL.

Cavidade	Órgão simulador	Dose mín. (Gy)	Dose máx. (Gy)	Dose média $\pm$ DP (Gy)
Retângulo	tumor	1,24	1,77	1,42 $\pm$ 0,15
Triângulo	medula	0,45	0,85	0,66 $\pm$ 0,11
Q. maior	medula	0,06	0,51	0,17 $\pm$ 0,13
Q. menor	esôfago	0,28	1,37	0,69 $\pm$ 0,34
Círculo	rim	0,28	1,66	0,90 $\pm$ 0,51

5.4.6. Irradiação dos dosímetros com moldes de EVA para verificação das doses pontuais e mapeamento das curvas de isodose

Nesse planejamento foram confeccionados moldes de Espuma Vinílica Acetinada (“*Ethylene Vinyl Acetate*”) – EVA para encaixe na parte interna de cada cavidade (FIGURA 66). Nesses moldes foram feitos recortes circulares de modo a posicionar e localizar os dosímetros para irradiação. O sistema de planejamento do HIAE calculou a dose recebida em cada volume delimitado pelos recortes circulares. Para o planejamento da irradiação foi feita uma tomografia computadorizada para verificar a posição exata dos dosímetros e para executar o planejamento da irradiação.

O objetivo principal desse planejamento foi a verificação pontual das diferentes curvas de isodose calculadas pelo sistema de planejamento com os três tipos de dosímetros (LiF:Mg,Ti; $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$). Para as doses avaliadas pelos TLDs de LiF:Mg,Ti e $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ foi utilizada a técnica TL e as para doses avaliadas pelos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ foi utilizada a técnica OSL.

As irradiações foram realizadas pelo acelerador linear Varian 6EX (*“True Beam”*) para feixe de fótons de 6 MV e o planejamento foi realizado com oito campos de IMRT e taxa de dose de 600 unidades monitoras por minuto (600 MU/min). O número total de MUs foi de 1108. As doses calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE estão listadas nas TABELAS 15, 16 e 17. Esse planejamento foi realizado três vezes com os mesmos dosímetros nas mesmas posições designadas pela primeira irradiação.

Figura 66: (a) Objeto simulador de PMMA com os moldes de EVA no interior de suas cavidades. Em cada molde foram feitos recortes circulares com o objetivo de posicionar e localizar os dosímetros; (b) Posicionamento dos dosímetros de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ nos recortes circulares feitos nos moldes de EVA.

Nesse planejamento a cavidade retangular foi considerada como um tumor a ser tratado (para os seis recortes circulares pertencentes ao tecido simulador do tumor foram planejadas doses bem similares). As outras cavidades (triângulo, círculo, quadrado menor e quadrado maior) foram consideradas como órgãos de risco e foram planejadas diferentes doses para cada ponto. Para cada irradiação foram anotados os números de identificação de cada dosímetro, a cavidade e a sua posição na cavidade. Para a irradiação dos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ eles foram embalados individualmente com papel alumínio com o objetivo de evitar a sensibilização pela luz ambiente e solar.

A distribuição das curvas de isodose em vários cortes e a disposição da entrada dos campos em IMRT são apresentadas na FIGURA 67.

FIGURA 67: Apresentação das curvas de isodose fornecidas pelo sistema de planejamento nos cortes axial, coronal e sagital. Pode-se observar a disposição da entrada dos campos de IMRT (detalhe, lado direito).

Na FIGURA 68 são apresentadas as distribuições das curvas de isodose calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE. Nessa figura podem ser verificadas as curvas de isodose que passam em cada área (delimitada pelo recorte circular no EVA), onde estão posicionados os dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$. As TABELAS 15, 16 e 17 apresentam a comparação das doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE e das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti , $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ e $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, respectivamente.

Figura 68: Distribuição das curvas de isodose fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE. Observar os dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ posicionados nos recortes circulares dos moldes de EVA.

Tabela 15: Comparação das doses calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE e das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti por técnica TL para a irradiação com EVA.

Cavidade	Posição	Dose calculada pelo planejamento (Gy)	Doses medidas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti			
			Medida 1 (Gy)	Medida 2 (Gy)	Medida 3 (Gy)	Média ± DP (Gy)
Retângulo (Tumor)	7	1,94	1,50	2,07	1,74	1,77 ± 0,28
	8	1,95	1,48	2,22	1,79	1,83 ± 0,37
	9	1,95	1,48	2,12	1,75	1,79 ± 0,32
	10	2,01	1,37	1,91	1,62	1,64 ± 0,27
	11	1,99	1,53	2,03	1,78	1,78 ± 0,25
	12	1,99	1,50	2,07	1,71	1,76 ± 0,29
Triângulo	1	0,28	0,22	0,28	0,27	0,25 ± 0,03
	2	0,31	0,24	0,33	0,28	0,28 ± 0,05
	3	0,71	0,79	1,25	1,10	1,05 ± 0,23
Quadrado menor	1	0,79	0,42	0,58	0,48	0,49 ± 0,08
	2	0,43	0,24	0,32	0,28	0,28 ± 0,04
	3	0,23	0,14	0,19	0,16	0,16 ± 0,02
Círculo	1	1,17	0,74	0,98	0,82	0,85 ± 0,12
	2	0,5	0,30	0,41	0,32	0,34 ± 0,06
	3	0,22	0,12	0,16	0,14	0,14 ± 0,02
Quadrado maior	1	0,3	0,24	0,34	0,31	0,30 ± 0,05
	2	0,37	0,31	0,46	0,41	0,39 ± 0,08
	3	0,95	1,15	1,53	1,42	1,37 ± 0,20

Tabela 16: Comparação das doses calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE e das doses avaliadas pelos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ por técnica TL para a irradiação com EVA.

Cavidade	Posição	Dose calculada pelo planejamento (Gy)	Doses medidas pelos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$			
			Medida 1 (Gy)	Medida 2 (Gy)	Medida 3 (Gy)	Média $\pm$ DP (Gy)
Retângulo (Tumor)	7	1,94	1,97	2,14	2,29	2,13 $\pm$ 0,16
	8	1,95	2,15	2,25	2,26	2,22 $\pm$ 0,06
	9	1,95	2,24	2,50	2,35	2,36 $\pm$ 0,13
	10	2,01	1,76	2,06	2,03	1,95 $\pm$ 0,17
	11	1,99	2,13	2,30	2,35	2,26 $\pm$ 0,12
	12	1,99	2,08	2,00	2,35	2,14 $\pm$ 0,19
Triângulo	1	0,28	0,29	0,29	0,31	0,30 $\pm$ 0,01
	2	0,31	0,36	0,38	0,38	0,37 $\pm$ 0,01
	3	0,71	1,58	1,38	1,48	1,48 $\pm$ 0,10
Quadrado menor	1	0,79	0,59	0,51	0,51	0,54 $\pm$ 0,05
	2	0,43	0,31	0,32	0,29	0,31 $\pm$ 0,02
	3	0,23	0,23	0,21	0,22	0,22 $\pm$ 0,01
Círculo	1	1,17	0,96	1,02	1,08	1,02 $\pm$ 0,06
	2	0,5	0,38	0,36	0,35	0,36 $\pm$ 0,02
	3	0,22	0,17	0,16	0,16	0,16 $\pm$ 0,01
Quadrado maior	1	0,3	0,33	0,36	0,36	0,35 $\pm$ 0,02
	2	0,37	0,39	0,48	0,50	0,46 $\pm$ 0,06
	3	0,95	1,46	1,62	1,66	1,58 $\pm$ 0,11

Tabela 17: Comparação das doses calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE e das doses avaliadas pelos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ por técnica OSL para a irradiação com EVA.

Cavidade	Posição	Dose calculada pelo planejamento (Gy)	Doses medidas pelos dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$			
			Medida 1 (Gy)	Medida 2 (Gy)	Medida 3 (Gy)	Média $\pm$ DP (Gy)
Retângulo (Tumor)	7	1,94	2,50	1,94	2,05	2,16 $\pm$ 0,30
	8	1,95	2,37	1,96	2,05	2,12 $\pm$ 0,22
	9	1,95	1,60	1,75	1,71	1,69 $\pm$ 0,08
	10	2,01	1,59	2,02	1,69	1,77 $\pm$ 0,23
	11	1,99	2,97	2,46	2,39	2,61 $\pm$ 0,32
	12	1,99	1,88	1,96	1,76	1,86 $\pm$ 0,10
Triângulo	1	0,28	0,30	0,27	0,30	0,29 $\pm$ 0,01
	2	0,31	0,31	0,34	0,31	0,32 $\pm$ 0,01
	3	0,71	0,89	1,15	1,19	1,08 $\pm$ 0,16
Quadrado menor	1	0,79	0,50	0,56	0,47	0,51 $\pm$ 0,04
	2	0,43	0,38	0,25	0,26	0,30 $\pm$ 0,07
	3	0,23	0,14	0,17	0,14	0,15 $\pm$ 0,01
Círculo	1	1,17	0,64	0,86	0,97	0,83 $\pm$ 0,17
	2	0,5	0,40	0,43	0,38	0,40 $\pm$ 0,03
	3	0,22	0,15	0,17	0,13	0,15 $\pm$ 0,02
Quadrado maior	1	0,3	0,24	0,33	0,28	0,28 $\pm$ 0,04
	2	0,37	0,54	0,48	0,48	0,50 $\pm$ 0,04
	3	0,95	1,39	1,31	1,37	1,36 $\pm$ 0,05

No planejamento para a verificação das doses pontuais com os recortes circulares no EVA, as doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti, para a cavidade retangular (tumor), correspondem em média a 89% das doses estimadas pelo sistema de planejamento do HIAE.

A dose avaliada pelo dosímetro de LiF:Mg,Ti para a cavidade do quadrado maior (medula) o melhor resultado encontrado foi para a posição 1 que correspondeu a 99,4% da dose fornecida pelo planejamento. Para as posições 2 e 3 para a mesma cavidade as doses avaliadas pelos LiF:Mg,Ti foram 6,28% e 43,9% maiores do que a dose estimada pelo sistema de planejamento.

Na cavidade do quadrado menor as doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti para as posições 1, 2 e 3 corresponderam a 62,4%; 65,7% e 71,7% da dose fornecida pelo sistema de planejamento, respectivamente.

Para a cavidade triangular - posições 1 e 2 as doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti corresponderam a 90,9% e 91,4% da dose fornecida pelo sistema de planejamento, respectivamente. Já para a posição 3 da mesma cavidade a dose avaliada pelo LiF:Mg,Ti foi cerca de 47,6% maior do que a dose fornecida pelo sistema de planejamento.

Para a cavidade circular – posições 1, 2 e 3 as doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti corresponderam a 72,3%; 68,6% e 63,4% das doses fornecidas pelo sistema de planejamento, respectivamente.

As doses avaliadas pelos dosímetros de CaSO₄:Dy para a cavidade retangular (tumor) correspondem, em média, a um valor maior de 10,5% do que a dose fornecida pelo sistema de planejamento do HIAE. A dose avaliada pelo CaSO₄:Dy para a cavidade do quadrado maior – posições 1, 2 e 3 correspondem a um valor maior de 17,3%; 24,2% e 66,1% em comparação com a dose fornecida pelo sistema de planejamento, respectivamente.

Na cavidade do quadrado menor as doses avaliadas pelos dosímetros de CaSO₄:Dy para as posições 1, 2 e 3 correspondem a 68,1%; 71,4% e 94,5% da dose fornecida pelo sistema de planejamento, respectivamente.

Para a cavidade triangular – posições 1, 2 e 3 as doses calculadas pelos dosímetros de CaSO₄:Dy correspondem a um valor maior de 6,7%; 20,1% e 100% da dose fornecida pelo sistema de planejamento, respectivamente.

Para a cavidade circular – posições 1, 2 e 3 as doses avaliadas pelos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ correspondem a 87,3%; 72,6% e 74,5% da dose fornecida pelo sistema de planejamento, respectivamente.

A última irradiação para esse planejamento foi realizada com dosímetros de LiF:Mg,Ti três vezes, sequencialmente, no mesmo dia, para as mesmas condições. Foram utilizados três lotes de TLDs de LiF:Mg,Ti para cada irradiação. Como o LiF é utilizado como dosímetro principal de referência o objetivo foi verificar possíveis erros de posicionamento dos TLDs ou outros erros sistemáticos que podem ter gerado os gradientes de doses observados nas medidas anteriores. A comparação das doses calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE e as três medidas avaliadas pelos TLDs de LiF:Mg,Ti são apresentadas na TABELA 18. Pelos resultados pode-se observar que as doses avaliadas pelos LiFs estão bem próximos das doses calculadas pelo sistema de planejamento e os resultados concordam entre si.

Tabela 18: Comparação das doses calculadas pelo sistema de planejamento do HIAE e das doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti por técnica TL (com 3 medidas repetidas sequencialmente no mesmo dia) para a irradiação com EVA.

Cavidade	Posição	Dose calculada pelo planejamento (Gy)	Doses medidas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti			
			Medida 1 (Gy)	Medida 2 (Gy)	Medida 3 (Gy)	Média ± DP (Gy)
Retângulo (Tumor)	7	1,94	2,01	2,02	2,06	2,03 ± 0,03
	8	1,95	2,01	2,10	2,00	2,04 ± 0,05
	9	1,95	2,02	1,79	1,94	1,91 ± 0,12
	10	2,01	2,24	2,12	2,12	2,16 ± 0,07
	11	1,99	2,10	2,20	2,13	2,15 ± 0,05
	12	1,99	2,18	2,12	2,07	2,12 ± 0,05
Triângulo	1	0,28	0,27	0,28	0,27	0,27 ± 0,01
	2	0,31	0,33	0,29	0,31	0,31 ± 0,02
	3	0,71	0,82	0,73	0,77	0,77 ± 0,05
Quadrado menor	1	0,79	0,75	0,74	0,82	0,77 ± 0,04
	2	0,43	0,35	0,38	0,32	0,35 ± 0,03
	3	0,23	0,24	0,22	0,22	0,23 ± 0,02
Círculo	1	1,17	1,03	1,09	1,19	1,11 ± 0,08
	2	0,5	0,48	0,43	0,44	0,45 ± 0,03
	3	0,22	0,22	0,19	0,23	0,21 ± 0,02
Quadrado maior	1	0,3	0,30	0,27	0,35	0,31 ± 0,04
	2	0,37	0,36	0,37	0,35	0,36 ± 0,01
	3	0,95	0,85	1,23	0,89	0,99 ± 0,21

5.4.7. Planejamento do TSI

Outro tipo de irradiação realizada foi a dosimetria de TSI (*"Total Skin Irradiation"*) referente ao tratamento de uma doença conhecida como micose fungoide. Nesse planejamento foram utilizados quatro métodos dosimétricos para intercomparações: detector a gás (câmara de ionização de placas paralelas "NACP" e eletrômetro "Keithley"), TLDs de LiF:Mg,Ti, dosímetros de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e filme radiocrômico (GAFCHROMIC EBT3, produzido por ISP Technologies Inc.). O acelerador linear utilizado para as irradiações com feixe de elétrons de 6 MeV para alta taxa de dose (*"High Dose Rate"*-HDR=1000 MU/minuto) é da marca Varian 23EX (*"Rapid Arc"*). O objetivo desse tratamento é concentrar a dose máxima na superfície de entrada da pele e fazê-la cair bruscamente nos tecidos e órgãos internos do corpo humano (AAPM, 1988).

Nesse estudo foram utilizados os seguintes equipamentos pertencentes ao HIAE: um objeto simulador antropomórfico (Alderson Rando), um objeto simulador de PMMA preenchido com água, placas de água sólida (SW), uma plataforma (suporte) de madeira para apoiar e posicionar o objeto simulador antropomórfico e uma placa de PMMA de 0,5 cm (posicionada entre o feixe de radiação primário e o objeto simulador).

Inicialmente, as medidas com a câmara de ionização (CI) foram realizadas com um objeto simulador de PMMA preenchido com água e o volume sensível da câmara de ionização foi posicionado em diversas profundidades até a confirmação da curva de calibração do feixe de elétrons. Nesse procedimento o gantry estava posicionado a 0° e o objeto simulador de PMMA preenchido com água foi posicionado embaixo do gantry. Com a obtenção das medidas foi estabelecido o fator de calibração para a câmara de ionização que foi igual a 1,008 cGy/MU a uma profundidade de 1,28 cm abaixo da superfície da água.

As medidas com a CI foram realizadas com o objeto simulador de PMMA preenchido com água (a irradiação foi realizada para campo direto com o gantry inclinado a 270° e a uma distância de 4 m até a primeira parede de PMMA do objeto simulador). Posteriormente foram variadas as distâncias do volume sensível da CI para a primeira parede do objeto simulador de PMMA para os seguintes valores: 0,3; 0,5; 0,8; 1,0; 1,2; 1,4; 1,6; 1,8; 2,0; 2,5; 3,0 e 3,5 cm. Uma placa de PMMA com uma

espessura de 0,5 cm foi posicionada entre o gantry e o objeto simulador de PMMA e estava a uma distância de 3,5 metros do gantry. O mesmo procedimento foi repetido para as outras inclinações do gantry: 253° e 287°. Foram obtidos os valores das cargas geradas pela irradiação com os feixes de elétrons. O objetivo desse procedimento foi verificar se a dose recebida pela irradiação com campo direto (gantry a 270°) era igual a dose cumulativa pela irradiação com os dois campos (gantry a 253° e 287°).

Foram utilizadas placas de água sólida (SW) de diferentes espessuras para a obtenção da curva dose-resposta dos dosímetros de LiF:Mg,Ti, Al₂O₃:C e do filme radiocrômico GAFCHROMIC. Os dosímetros foram posicionados no centro do feixe em cima de placas de SW (para garantir o retroespalhamento) e por cima deles foi colocado um “*bolus*” com espessura igual a 1 cm; acima do “*bolus*” foi colocado uma placa de água sólida de 3,03 mm de espessura. O tamanho do campo de irradiação foi de 10 cm x 10 cm e a distância foco-superfície da placa de SW foi igual a 160 cm (SSD=160 cm). Os três tipos de dosímetros foram irradiados para as seguintes doses: 30; 100; 300 e 400 cGy.

Posteriormente, os dosímetros de LiF:Mg,Ti e Al₂O₃:C foram posicionados na primeira parede de PMMA do objeto simulador (preenchido com água). Um grupo de dosímetros de LiF:Mg,Ti e outro de Al₂O₃:C foram irradiados para um campo direto (inclinação do gantry a 270°) e outros dois grupos foram irradiados para dois campos (inclinações do gantry a 253° e 287°). Foram calculadas 200 MUs por campo. A placa de PMMA de 0,5 cm de espessura foi posicionada entre o gantry e o objeto simulador de PMMA e estava a uma distância de 3,5 metros do gantry. A distância entre o gantry e o objeto simulador antropomórfico era de 4 metros.

Outro procedimento foi o posicionamento do objeto simulador antropomórfico sobre uma plataforma circular de madeira, projetada especialmente para esse planejamento. Dois canos de PVC simularam as pernas do objeto simulador, sobre os quais foi posicionada uma placa de isopor; em cima dessa placa foram acomodadas as placas sobrepostas do objeto simulador antropomórfico (que continha a parte pélvica, tronco e cabeça). Convém ressaltar que as placas eram numeradas para facilitar a localização de cada dosímetro. Essa irradiação foi realizada para 12 campos (1000 MU/campo) e a plataforma sobre a qual estava apoiado o objeto simulador foi rotacionada em 6 posições diferentes: (0°, 60°, 120°, 180°, 240° e 300°). Para cada

posição foram realizadas duas irradiações para as inclinações do gantry a 253° e 287° (FIGURA 69).

Figura 69: (a) Montagem da irradiação dos dosímetros de LiF:Mg,Ti, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e (b) filme radiocrômico posicionado entre as placas do objeto simulador antropomórfico. Pode-se observar a inclinação do gantry e a placa de PMMA de 0,5 cm posicionada entre o gantry e o objeto simulador antropomórfico.

Foram posicionados nove grupos de dosímetros (5 grupos de LiF:Mg,Ti e 4 grupos de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) na superfície de entrada da pele do objeto simulador antropomórfico. Foram posicionados dois grupos (um grupo de cada tipo de dosímetro (LiF:Mg,Ti e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$)) nas placas anteriores (frontais, números 16 e 24) do objeto simulador. Essas placas números 16 e 24 encontravam-se na altura do tórax e do abdômen, respectivamente. O mesmo esquema foi repetido na parte posterior (costas) do objeto simulador: dois grupos de dosímetros (LiF:Mg,Ti e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) foram posicionados nas placas números 16 e 24. Na cabeça do objeto simulador foi posicionado somente um grupo de LiF:Mg,Ti (TABELA 19). O objetivo dessa irradiação foi verificar o valor da dose absorvida total recebida por um paciente em tratamento. Para essa irradiação os filmes radiocrômicos foram recortados de acordo com os moldes das placas do objeto simulador antropomórfico e foram acondicionados entre as placas.

Tabela 19: Doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti (técnica TL) e Al₂O₃:C (técnica OSL) para a irradiação com o objeto simulador antropomórfico.

Planejamento	Dose (cGy)	
	LiF:Mg,Ti	Al ₂ O ₃ :C
Feixe direto (270°)	28,43	34,28
Feixe dois campos (253° e 287°)	28,10	32,35
Dose Cabeça	138,74	-----
Frente Placa 24	404,61	345,35
Frente Placa 16	392,10	377,44
Costa Placa 24	379,04	373,80
Costa Placa 16	364,58	382,13

Para a leitura dos dosímetros de LiF:Mg,Ti foi utilizada a técnica TL e para a leitura dos dosímetros de Al₂O₃:C foi utilizada a técnica OSL. Com os valores das doses absorvidas avaliadas pelos dois tipos de dosímetro foi possível estimar os valores das doses de entrada na pele recebida pelo objeto simulador antropomórfico. Já no filme radiocrômico pode-se observar a distribuição da dose na superfície de entrada da pele para o interior do corpo do objeto simulador (FIGURA 70). Pela observação do filme radiocrômico GAFCHROMIC EBT3 é possível visualizar a distribuição de uma maior dose absorvida na região superficial do objeto simulador antropomórfico (região que simula a pele) com um rápido gradiente de dose para a região interna do objeto simulador.

Figura 70: Distribuições de dose para o filme radiocrômico GAFCHROMIC EBT3.

É possível observar o maior gradiente de dose (área mais escura) na região da superfície do objeto simulador antropomórfico (região das bordas, que corresponde a pele do objeto simulador). Nas regiões internas (região em amarelo) a dose absorvida cai bruscamente.

Na segunda irradiação para o TSI foi realizada a medida com três detectores semicondutores (diodos) de silício (identificados por A, B e C). Convém ressaltar que foram utilizados os protocolos de calibração e dosimetria do HIAE para as irradiações. Inicialmente, foram posicionados os dosímetros de LiF:Mg,Ti e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ em cima das placas de SW a uma SSD igual a 160 cm. Foram feitas outras medidas para a obtenção de uma outra curva de calibração para as seguintes doses: 30; 100; 200 e 300 cGy. Para a curva de calibração dos detectores semicondutores os três diodos foram posicionados em cima das placas de SW e em cima deles foi acondicionado o “*bolus*”; acima do “*bolus*” foi posicionada uma placa de SW (espessura igual a 0,3 cm).

Os filmes radiocrômicos GAFCHROMIC foram posicionados em cima das placas de SW e acima deles foram colocados 1,303 cm de espessura de placas de SW e o

“bolus”. No objeto simulador Alderson Rando foram posicionados os dosímetros de LiF:Mg,Ti, Al₂O₃:C e diodos na superfície de entrada da pele. Foi utilizado um grupo de cada tipo de dosímetro (LiF:Mg,Ti e Al₂O₃:C) para cada posição. As posições 1, 2 e 3 correspondem aos dosímetros que foram acondicionados nas placas da parte posterior (costas), os números das placas são 16, 24 e 26, respectivamente. As posições 4, 5 e 6 correspondem aos dosímetros que foram acondicionados nas placas anteriores (frente) números 16, 24 e 26, respectivamente. As posições 7 e 8 correspondem à região da cabeça (testa) e da parte interna da coxa, respectivamente. Os diodos foram posicionados da seguinte forma: diodo A-placa 26 (frente), diodo B-placa 17 (costas) e diodo C-placa 2 (testa).

Posteriormente, foram realizadas mais seis irradiações utilizando os diodos e o objeto simulador Alderson Rando. Os diodos foram posicionados nas seguintes placas: diodo A-posicionado na placa 26; diodo B-posicionado na placa 25 e diodo C-posicionado na placa 29. As duas primeiras medidas consistiram na medida da dose (cGy) para a irradiação com campo direto (inclinação do gantry a 270°). As outras medidas foram realizadas com as seguintes inclinações do gantry: 253° e 287°.

As doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti e Al₂O₃:C para a irradiação com o objeto simulador antropomórfico são apresentadas nas TABELAS 19 e 20. Pela análise da TABELA 19 é possível observar uma maior dose absorvida nas regiões do tórax (Placa 16) e abdômen (Placa 24). Esse resultado já era esperado, pois nessa região ocorre uma sobreposição de dose devido às contribuições das angulações dos dois campos (253° e 287°). As maiores doses absorvidas foram de 4,04 Gy e 3,92 Gy avaliadas pelos TLDs de LiF:Mg,Ti para as regiões do abdômen e do tórax, respectivamente. Para os dosímetros de Al₂O₃:C as maiores doses absorvidas foram de 3,82 Gy e 3,77 Gy, ambas na região do tórax.

Na irradiação com feixe direto (270°) foi possível obter uma estimativa da dose total absorvida referente à contribuição de uma única irradiação (Dose=0,28 Gy avaliada pelo LiF:Mg,Ti) (TABELA 19). Como são feitas 6 irradiações correspondentes a 6 posições diferentes para o objeto simulador (0°, 60°, 120°, 180°, 240° e 300°) a dose total absorvida pelo objeto simulador antropomórfico seria de 1,70 Gy. Na irradiação

para dois campos (253° e 287°) a estimativa da dose máxima absorvida seria de 1,68 Gy, ou seja, aproximadamente a mesma dose para o campo direto (270°).

Pela análise da TABELA 20 a dose média avaliada pelos TLDs de LiF:Mg,Ti (considerando as posições 1 a 6 no objeto simulador antropomórfico) foi de 2,11 Gy. Nas FIGURAS 71 e 72 estão esquematizadas as posições dos dosímetros de LiF:Mg,Ti, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e dos diodos.

Figura 71: Visualização do posicionamento dos dosímetros de LiF:Mg,Ti, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e dos diodos nas placas do objeto simulador antropomórfico.

Figura 72: Objeto simulador antropomórfico Alderson Rando para irradiação com os diodos (observar os cabos desses detectores) e dosímetros de LiF:Mg,Ti e $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$.

Tabela 20: Doses avaliadas pelos dosímetros de LiF:Mg,Ti (técnica TL) em cada posição do objeto simulador antropomórfico.

Posição	Dose (cGy)	Desvio padrão (%)
1	217,24	4,67
2	220,47	2,61
3	212,41	4,91
4	212,12	4,62
5	204,23	2,68
6	203,40	3,46
7	124,81	9,21
8	79,10	11,75

Os resultados das doses absorvidas obtidos com as leituras dos diodos estão na TABELA 21.

Tabela 21: Doses avaliadas (cGy) pelos detectores semicondutores (diodos) posicionados no objeto simulador Alderson Rando.

Posições da plataforma	Inclinação do gantry (2 campos)	Dose (cGy)		
		Diodo A	Diodo B	Diodo C
0°	253°	50,7	0,1	11,3
	287°	50	0,5	93,2
60°	253°	42,9	0	4,9
	287°	43,2	1,2	72,9
120°	253°	0,1	27,9	0
	287°	0,7	62,5	1,8
180°	253°	0	31,4	0
	287°	0,2	69,3	0,6
240°	253°	0,5	27,9	0,1
	287°	62,3	1,3	11,2
300°	253°	44,4	0	7,9
	287°	44,8	1,2	79,5

Na TABELA 22 são apresentadas as doses calculadas pelos três diodos (A, B e C) para os três tipos de irradiações realizadas: campo direto (com o gantry inclinado a 270°) e para as inclinações iguais a 253° e 287°). Pela análise da TABELA 22 é possível observar a ótima repetibilidade dos detectores semicondutores (diodos).

Tabela 22: Doses calculadas pelos três diodos para campo direto e para as inclinações do gantry de 253° e 287°. Foram realizadas duas medidas para cada inclinação do gantry.

Inclinação do gantry	Medida	Dose (cGy)		
		Diodo A	Diodo B	Diodo C
Campo direto (270°)	1ª	95,7	95,7	97,2
	2ª	95,6	95,4	96,9
	Média ± desvio padrão (cGy)	95,65 ± 0,07	95,55 ± 0,21	97,05 ± 0,21
253°	1ª	50,2	48,2	55,8
	2ª	50,1	48,1	55,7
	Média ± desvio padrão (cGy)	50,15 ± 0,07	48,15 ± 0,07	55,75 ± 0,07
287°	1ª	50,5	52,7	46,6
	2ª	50,3	52,5	46,6
	Média ± desvio padrão (cGy)	50,4 ± 0,14	52,6 ± 0,14	46,6

5.5. Fontes de erros associados à dosimetria

5.5.1. Fontes de erro em medidas TL

Existem muitas fontes de erro em um sistema de dosimetria TL e esforços consideráveis devem ser feitos para reduzir os efeitos de incertezas na precisão e exatidão do sistema (Furetta, 1937). As fontes de erros sistemáticos e randômicos podem ser originadas de características dos detectores TL, ou pelo leitor TL, ou pelo tratamento térmico incorreto (durante a leitura ou durante o processo de tratamento). Em todos os casos é essencial executar o procedimento completo de um modo altamente reprodutível (Furetta, 1937).

5.5.2. Fontes de erro devido ao dosímetro

As possíveis fontes de erro devido ao dosímetro são enumeradas a seguir:

- Variação da transparência e outras propriedades ópticas do dosímetro;
- Efeitos devido à luz artificial (ambiente) ou luz solar ("*fading*" óptico);
- Efeitos devido à dependência energética da resposta TL;
- Efeitos devido à dependência direcional da radiação incidente na resposta TL;
- Altos valores anormais de temperatura de irradiação;
- Contaminações não-radioativas do fósforo ou detector;
- Procedimento não-eficiente e não-reprodutível para limpeza do sinal do dosímetro;
- Variações no tamanho e na massa do material TL;
- Distribuição não-uniforme do material TL (pó) na bandeja do leitor,
- Variações na própria sensibilidade devido a danos por radiação do material TL,
- Perda do próprio sinal TL devido ao "*fading*",
- Aumento do BG devido à exposição ambiental.

Alguns cuidados devem ser tomados durante a manipulação dos detectores. Um deles é evitar o contato acidental entre o material TL e as mãos do operador ou com o corpo do paciente durante procedimentos "*in vivo*". Deve ser observado o histórico de radiação de cada detector, rejeitando-se aquele que recebeu uma dose muito alta (anormal). Para os procedimentos de tratamento térmico deve-se prestar atenção nas temperaturas dos fornos: temperaturas de tratamento muito baixas podem ser inapropriadas para diminuir o sinal TL residual devido a irradiações anteriores. Da mesma forma, temperaturas de tratamento altas podem danificar a estrutura cristalina e destruir armadilhas e centros de recombinação (Furetta, 1937).

Materiais TL são, em geral, sensíveis à luz, especialmente a luz UV. A taxa de "*fading*" pode aumentar substancialmente no caso de intensas exposições a luz UV; em alguns casos o BG pode aumentar. É recomendável manter os TLDs distantes de qualquer fonte de luz e eles devem ser armazenados em blindagens de chumbo após o seu uso (ou acondicionados em uma caixa preta) (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995).

As variações na sensibilidade dentro de um lote de TLDs são inerentes; essas variações podem aumentar com o tempo devido a perda do material, mudanças nas propriedades ópticas e outros danos e a introdução de erros sistemáticos nas medidas. Um procedimento indicado para limitar os efeitos da variação na sensibilidade é dividir os TLDs em lotes com sensibilidades similares e então calcular fatores de sensibilidade apropriados (ou realizar uma calibração individual de cada detector). Quando uma máxima precisão é necessária, como no caso de aplicações clínicas, o melhor procedimento é calibrar os detectores antes e após cada medida (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995).

Erros grandes podem surgir na determinação da dose quando os dosímetros são expostos a fótons de energia desconhecida, principalmente para energias $\leq$ a 100 keV, porque nesse intervalo de energia o efeito fotoelétrico é predominante, desse modo, os dosímetros podem superestimar a dose (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995). Esse tipo de erro pode ser minimizado utilizando fósforos tecido-equivalentes, os quais apresentam uma pequena variação na resposta de acordo com a energia.

A espessura do dosímetro é outro fator que deve ser levado em consideração. Para fótons de baixa energia e para irradiação beta um dosímetro de certa espessura pode fornecer uma sub-resposta própria do seu efeito de absorção. Ao contrário, se o detector é muito fino, ele pode fornecer uma sub-resposta para fótons de altas energias por causa da falta de equilíbrio eletrônico.

5.5.3. Erros provenientes do leitor

Os erros associados ao leitor podem ser gerados por um ciclo de leitura inadequado ou instável, bem como pela falta de reprodutibilidade da posição do detector na bandeja. Nos leitores que usam bandeja como elemento de aquecimento, um erro comum é devido ao pobre contato térmico entre o detector e o aquecedor. Se uma fonte de luz padrão embutida é utilizada para checar a estabilidade e o BG do leitor, deve-se redobrar a atenção para a sua performance, que pode variar em função do tempo e da temperatura (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995).

A contribuição do BG de TLDs não-expostos (ou leitura da dose zero) deve ser analisada para doses pequenas (é importante determinar o desvio padrão associado com o BG médio dos detectores não-expostos). É facilmente observável que conforme a dose aumenta, o efeito do BG e sua variação tornam-se menos importantes. A eficiência na coleção de luz do leitor pode mudar se for variada a refletância dos elementos aquecedores; é imprescindível manter todas as partes do leitor limpas (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995).

5.5.4. Erros devido aos procedimentos de tratamento

Já foi demonstrado que a falta de reprodutibilidade do tratamento térmico pode gerar grandes variações na sensibilidade dos materiais TLs. Para cada material TL o procedimento de tratamento recomendado deve ser executado e verificado, controlando-se os parâmetros tempo e temperatura. A melhor combinação da temperatura e tempo produz uma depleção efetiva das armadilhas. A repetição de ciclos de irradiação e dos procedimentos de tratamento verificarão a precisão desse último procedimento em função do sinal TL residual (ciclos repetidos de tratamento-irradiação-leitura validarão a precisão da resposta TL (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995)).

Outro fator importante que pode gerar erro na determinação da dose é a taxa de resfriamento após tratamento. A sensibilidade do material TL varia dramaticamente com as variações na taxa de resfriamento. O melhor modo de minimizar esse efeito é sempre usar o mesmo procedimento para resfriar os TLDs (deve ser verificado se uma taxa de aquecimento devagar ou rápida é melhor para um dado material (Furetta, 1937; McKeever et al., 1995)).

6. CONCLUSÕES

Os TLDs de LiF:Mg,Ti apresentaram resposta OSL à radiação beta no intervalo de dose estudado (0,5 a 15 Gy), representando, portanto, uma alternativa à técnica TL. O decaimento térmico do sinal (*"fading"*) avaliado do LiF:Mg,Ti ocorre nos primeiros 10 minutos após a irradiação e a resposta OSL permanece constante após o período de 1 hora após a irradiação (não foi constatado o decaimento térmico do sinal num intervalo de até 50 horas após a irradiação dos TLDs; esse foi o período máximo avaliado pelo estudo). Os dosímetros de CaSO₄:Dy não apresentaram sinal da resposta OSL para o intervalo de dose estudado para a radiação beta de ⁹⁰Sr-⁹⁰Y (Matsushima et al., 2011) devido ao fato do comprimento de onda emitido pela estimulação OSL ser barrado pelo filtro do aparelho.

O estudo do *"bleaching"* para os dosímetros de Al₂O₃:C concluiu que a iluminação dos dosímetros com a lâmpada de LED azul por um período de 24 horas é eficaz, promovendo o esvaziamento das armadilhas dosimétricas, sem a ocorrência de fototransferência de cargas para outros picos dosimétricos. Esse método representou uma alternativa ao tratamento térmico recomendado pela literatura (no forno a uma temperatura de 900°C por um período de 15 minutos). Esse tratamento térmico demonstrou ser ineficaz durante os estudos preliminares realizados para a validação da dosimetria dos Al₂O₃:C. É importante ressaltar que os dosímetros de Al₂O₃:C foram manuseados em uma sala escura e foram embalados com papel alumínio para a realização de todas as medidas (de modo a evitar a sua sensibilização pela luz ambiente ou solar (Matsushima et al., 2013a).

A avaliação empregando a técnica OSL utilizando dosímetros de LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti para as dosimetrias beta e gama permitiu concluir que os TLDs de LiF são mais sensíveis à radiação beta do que à radiação gama (para o intervalo de dose

estudado de 0,5 a 15 Gy), pois o LID do LiF:Mg,Ti é cerca de duas vezes maior para a radiação beta. Esse estudo demonstrou que os TLDs de LiF:Mg,Ti e microLiF:Mg,Ti podem ser utilizados com a técnica OSL para a dosimetria em Radioterapia. Os LIDs encontrados para o LiF:Mg,Ti são 60,08 mGy e 31,55 mGy, respectivamente, para as radiações gama e beta. Para os dosímetros de microLiF:Mg,Ti o LID foi igual a 607,7 mGy para a radiação beta (Matsushima et al., 2013b).

Na determinação das doses absorvidas em dois volumes-alvo tratados ao mesmo tempo (cavidades 1 e 2) os TLDs de LiF:Mg,Ti demonstraram boa precisão, pois foi avaliada uma diferença de +3,17% e -1,38%, respectivamente, entre as doses avaliadas pelos TLDs de LiF e as doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE. As doses periféricas (referentes à contribuição da radiação espalhada) recebidas pelas cavidades 3, 4 e 5 corresponderam, em média, a 19,36%, 17,84% e 6,72%, da maior dose recebida pela cavidade 1, respectivamente. As doses recebidas pelas cavidades 3, 4 e 5 corresponderam, em média, a 29,51%, 27,20% e 10,24% da dose recebida pela cavidade 2, respectivamente. Os dados da literatura relatam uma variação de $\pm 55\%$ no valor da dose para uma distância de aproximadamente 11,25 cm.

As medidas realizadas pelo último planejamento (TSI) permitiram observar a ótima repetibilidade dos detectores semicondutores (diodos) e foi possível comparar as doses avaliadas pelos três tipos de detectores (LiF:Mg,Ti; Al₂O₃:C e diodos).

Esse trabalho contribui para o mapeamento das doses recebidas em qualquer ponto do objeto simulador de PMMA. Os resultados demonstraram que os órgãos de risco chegaram a receber de 20 a 40% da dose calculada para o tumor. A otimização do planejamento é importante devido ao fato da radiosensibilidade de diversos órgãos poder induzir uma radiocarcinogênese futura.

É de extrema importância a concordância das doses avaliadas pelos dosímetros (TL, OSL e diodos) com as doses fornecidas pelo sistema de planejamento do HIAE. A avaliação da técnica IMRT com o uso de métodos dosimétricos adequados é essencial para assegurar o controle de qualidade das doses absorvidas em radioterapia.

Referências bibliográficas

Akselrod, M. S.; Bøtter-Jensen, L.; McKeever, S. W. S. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. **Radiat. Meas.**, v. 41, p. S78-S99, 2007.

Akselrod, M.S.; Kortov, V.S.; Kravetsky, D.J.; Gotlib, V.I. Highly sensitive thermoluminescent anion-defect α -Al₂O₃:C single crystals detectors. **Radiat. Prot. Dosim.**, n. 33, p. 119-122, 1990.

Almond, P. R.; Biggs, P. J.; Coursey, B. M.; Hanson, W. F.; Saiful Huq, M.; Nath, R.; Rogers, D. W. O. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. **Med. Phys.**, v. 29, p. 1847-1870, 1999.

American Association of Physicists in Medicine. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. **Med. Phys.**, v. 10, n.6, p. 741-771, 1983 (TG-21).

American Association of Physicists in Medicine. Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry. AAPM Report no. 23, 1988.

Bassinet, C.; Robbes, I.; Barbier, L.; Baumann, M.; Kernisant, B.; Trompier, F. Characterization of LiF:Mg,Ti TLD micro-cubes. **Radiat. Meas.** v. 45, p. 646-648, 2010.

BEIR VII. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII e Phase 2. Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. National Research Council. The National Academies Press, Washington DC, 2006.

Benevides, L.; Romanyukha, A.; Hull, F.; Duffy, M.; Voss, S.; Moscovitch, M. Light induced fading in the OSL response of Al₂O₃:C. **Radiat. Meas.**, v. 45, p. 523-526, 2010.

Bilski, P.; Budzanowski, M.; Olko, P.; Mandowska, E. LiF:Mg,Ti (MTT) TL detectors optimized for high-LET radiative dosimetry. **Radiat. Meas.** v. 38, p. 427-430, 2004.

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.

Bøtter-Jensen, L. Luminescence techniques: instrumentation and methods. **Radiat. Meas.**, v. 27, p. 746-768, 1997.

Bøtter-Jensen, L.; Andersen, C.E.; Duller, G.A.T.; Murray, A.S. Development in radiation, stimulation and observation facilities in luminescence measurements. **Radiat. Meas.**, v. 37, p. 535-341, 2003.

Bøtter-Jensen, L.; McKeever, S. W. S. Optically stimulated luminescence dosimetry using natural and synthetic materials. **Radiat. Prot. Dosimetry**, n. 65. p. 273-280, 1996.

Bøtter-Jensen, L.; McKeever, S.W.S.; Wintle, A.G. Optically Stimulated Luminescence Dosimetry. Amsterdam: Elsevier; 2003.

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. Radiation Oncology Biol. Phys.**, v. 51, n. 4, p. 880-914, 2001.

Cameron, J. R.; Suntharalingam, N.; Kenney, G. N. Thermoluminescent dosimetry. Londres: The Colonial Press, 1968.

Campos, L. L.; Lima, M. F. Dosimetric properties of CaSO₄:Dy Teflon pellets produced at IPEN. **Radiat. Prot. Dosimetry**, v. 14, n. 4, p. 333-335, 1986.

Campos, L. L.; Lima, M. F. Thermoluminescent CaSO₄:Dy Teflon pellets for beta radiation detection. **Radiat. Prot. Dosimetry**, v. 18, n. 2, p. 95-97, 1987.

Carinou, E.; Askounis, P.; Dimitropoulou, F.; Kiranos, G.; Kyrgiakou, H.; Nirgianaki, E.; Papadomarkaki, E.; Kamenopoulou, V. Pre- and post-irradiation fading effect for LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P materials used in routine monitoring. **Radiation Protec. Dosimetry**, v. 144, n. 1-4, p. 207-210, 2011.

Chatterjee, S.; Bakshi, A.K.; Kinhikar, R.A.; Chourasiya, G.; Kher, R.K. Response of CaSO₄:Dy phosphor based TLD badge system to high energy electron beams from medical linear accelerator and estimation of whole body dose and skin dose. **Radiat. Meas.**, v. 44, p. 257-262, 2009.

CNEN, Norma NN-3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, 2014. Disponível em: <http://www.cnem.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>. Acesso em: 22 de setembro de 2014.

Crosby, E. H.; Almond, P. R.; Shalek, R. J. Energy dependence of lithium fluoride dosimeters at high energies. **Phys. Med. Biol.**, v. 11, p. 131-132, 1966.

CRUK. 2012. Cancer Research UK. Disponível em: <http://www.cancerresearchuk.org/cancerstats>. Acesso em 02 de outubro de 2013.

D'Agostino, E.; Bogaerts, R.; Defraene, G.; Nascimento, L. F.; Van den Heuvel, F.; Verellen, D.; Duchateau, M.; Schoonjans, W.; Vanhavere, F. Periphal doses in radiotherapy: A comparison between IMRT, VMAT and Tomotherapy. **Radiat. Meas.**, v. 57, p. 62-67, 2013.

Diallo, I.; Lamon, A.; Shamsaldin, A.; Grimaud, E.; Vathaire, F.; Chavaudra, J. Estimation of the radiation dose delivered to any point outside the target volume per patient treated with external beam radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, v. 38, p. 269-271, 1996.

Dobbs, J.; Barrett, A.; Ash, D. Practical radiotherapy planning. Londres: Arnold, 1999.

Edmund, J. M.; Andersen, C. E. Temperature dependence of the $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ response in medical luminescence dosimetry. *Radiat. Meas.*, n. 42, p. 177-189, 2007.

Emfietzoglou, D.; Moscovitch, M. Phenomenological study of light-induced effects in $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 65, p. 259-262, 1996.

Fraass, B. A.; van de Geijn, J. Peripheral dose from megavolt beams. *Med. Phys.*, v. 10, n. 6, p. 809-818, 1983.

Furetta, C. Handbook of thermoluminescence. London: World Scientific Publishing, 1937 .

Gamboa-deBuen, I.; Buenfil, A.; Ruiz, C.; Rodríguez-Villafuerte, M.; Flores, A.; Brandan, M. Thermoluminescent response and relative efficiency of TLD-100 exposed to low-energy x-rays. *Phys. Med. Biol.*, v. 43, p. 2073-2083, 1998.

Guide to “The Risø TL/OSL Reader”, Risø DTU, Denmark, Agosto de 2010.

Hall, J. D.; Wu, C. S. Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 56, p. 83-88, 2003.

Harrison, R. M. Introduction to dosimetry and risk estimation of second cancer induction following radiotherapy. *Rad. Meas.*, v. 57, p. 1-8, 2013.

Horowitz, Y. S. In: Thermoluminescence and Thermoluminescent dosimetry, Vol. I, ed. Y. S. Horowitz (CRC Press, Boca Raton) p. 89, 1984.

Horowitz, Y. S. Fading in LiF:Mg,Ti . *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 32, 147-148, 1990.

International Atomic Energy Agency. TEC DOC 1151: Aspectos Físicos de La Garantía de Calidad em Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad . IAEA, Viena, 2000.

International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Elsevier, 2007.

International Atomic Energy Agency. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy**. An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA, Viena, 2000 (TRS-398).

International Atomic Energy Agency. Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Radiotherapy (TRS 398): Review of testing results. IAEA, Viena, 2005.

International Atomic Energy Agency. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students**, Viena, 2005.

Jursinic, P. A. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. **Med. Phys.**, v. 34, n. 12, p. 4594-4604, 2007.

Kaderka, R.; Schardt, D.; Durante, M.; Berger, T.; Ramm, U.; Licher, J.; La Tessa, C. Out-of-field dose measurements in a water phantom using different radiotherapy modalities. **Phys. Med. Biol.**, v. 57, p. 5059-5074, 2012.

Khan, F. M.; The physics of radiation therapy. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

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.

Kortov, V. Materials for thermoluminescent dosimetry: current status and future trends. **Radiat. Meas.**, v. 42, p. 576-581, 2007.

Kourinou, K. M.; Mazonakis, M.; Lyraraki, E.; Stratakis, J.; Damilakis, J. Scattered dose to radiosensitive organs and associated risk for cancer development from head and neck radiotherapy in pediatric patients. *Physica Medica*, v. 29, p. 650-655, 2013.

Kramer, G. H.; Burns, L.; Noel, L. The BMRD BOMAB phantom family. *Health Phys.*, v. 61, p. 895-902, 1991.

Kron, T. Applications of thermoluminescence dosimetry in medicine. **Radiat. Prot. Dosimetry**, v. 85, n. 1-4, p. 333-340, 1999.

Kry, S. F., Salehpour, M., Followill, D. S., Stovall, M., Kuban, D. A., White, R. A., Rosen, I. I. The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity modulated radiation therapy. **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.**, v. 62, p. 1195-1203, 2005.

Kumar, M.; Prasad, L. C.; Massand, O. P. Trapping parameters for the dosimetry peak of CaSO₄:Dy. **Radiat. Protection and Environment**, v. 27, n. 1-4, p. 75-81, 2004.

Mahesh, K.; Weng, P. S.; Furetta, C. Thermoluminescence in Solids and its applications. Ashford: Nuclear Technology Publishing, 1989.

Matsushima, L. C.; Veneziani, G. R.; Campos, L. L. Estudo preliminar da aplicação da técnica de luminescência opticamente estimulada empregando dosímetros de

LiF:Mg,Ti para dosimetria da radiação beta. In: VII Congresso de Física aplicada à Medicina. 28 setembro-01 outubro, 2011, Botucatu. **Proceedings...**

Matsushima, L. C.; Veneziani, G. R.; Sakuraba, R. K.; Cruz, J. C.; Campos, L. L. Dosimetric study of thermoluminescent detectors in clinical photon beams using liquid water and PMMA phantoms. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 70, p. 1363-1366, 2012.

Matsushima, L. C.; Veneziani, G. R.; Campos, L. L. Correlation between OSL signal bleaching of the $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ detectors and effectiveness of illumination time for different doses in beta dosimetry. In: 1st International Conference on Dosimetry and its Applications, Junho 23-28, 2013a, Praga. **Proceedings...**

Matsushima, L. C.; Veneziani, G. R.; Campos, L. L. Study of Optically Stimulated Luminescence of LiF:Mg,Ti for beta and gamma dosimetry. ***Radiat. Meas.***, v. 1, p. 1-4, 2013b.

Matsushima, L. C., et al., Determination of the radiation dose scattered outside the target volume treated with IMRT technique, ***Radiat. Meas.*** (2014a), <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.08.001>

Matsushima, L. C.; Veneziani, G. R.; Sakuraba, R. K.; Cruz, J. C.; Campos, L. L. TL and OSL dose response of LiF:Mg,Ti and $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dosimeters using a PMMA phantom for IMRT technique quality assurance. In: XIV International Symposium on Solid State Dosimetry, Abril 13-16, 2014b, Cusco. **Proceedings...**

McKeever, S. W. S.; Akselrod, M.; Markey, B. Pulsed optically stimulated luminescence dosimetry using $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. ***Radiat. Prot. Dosimetry***, n. 65, p. 267-272, 1996.

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., Optically stimulated luminescence: A brief overview, *Radiation Measurements* (2011), doi:10.1016/j.radmeas.2011.02.016.

McNiven, A.; Kron, T.; Van Dyk, J. A multileaf collimator phantom for the quality assurance of radiation therapy planning systems and CT simulators. ***Int. J. Radiation Oncology Bio. Phys.***, v. 60, n. 3, p. 994-1001, 2004.

Moscovitch, M.; Horowitz, Y. S. Thermoluminescent materials for medical applications: LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P. ***Radiat. Meas.***, v. 41, p. s71-s77, 2007.

Moscovitch, M.; Szalanczy, A.; Bruml, W.W.; Velbeck, K. J.; Tawil, R. A. A TLD system based on gas heating with linear time-temperature profile. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 34, p. 361-364, 1990.

Moscovitch, M.; Tawil, R. A.; Svinkin, M. Light induced fading in $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 47, p. 251-253, 1993.

Moscovitch, M.; Taylor, P. L.; Rodgers, J. E.; McRae, D. A. An algorithm for supralinearity correction applied to radiation therapy thermoluminescence dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 47, p. 505-508, 1993.

NCRP. Limitation of Exposure to Ionizing Radiation. - NCRP Report 116. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD, 20814, 1993.

Nelson, V.; McLean, D.; Holloway, L. Thermoluminescent dosimetry (TLD) for megavoltage electron beam energy determination. **Rad. Meas.**, v. 45, p. 698-700, 2010.

Newhauser, W. D.; Durante, M. Assessing the risk of second malignancies after modern radiotherapy. *Nat. Rev. Cancer*, v. 11, p. 438-448, 2011.

Nisbet, A.; Thwaites. A dosimetric intercomparison of electron beams in UK radiotherapy centers. *Phys. Med. Biol.*, v. 42, p. 2393-2409, 1997.

Nunes, M.G.; Campos, L. L. 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.

Oberhofer, M.; Scharmann, A. Applied Thermoluminescence dosimetry. Ispra, Itália: Adam Hilger Ltd (Commission of the European Communities), 1979.

Oliveri, E.; Fiorella, O.; Mangia, M. High dose behaviour of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ thermoluminescent phosphors as deduced by a continuous model for trap depths. **Nucl. Instrum. Methods**, v. 154, 203-205, 1978.

Olko, P. Advantages and disadvantages of luminescence dosimetry. **Rad. Meas.**, v. 45, p. 506-511, 2010.

Oster, L.; Druzhyzna, S.; Horowitz, Y. S. Optically stimulated luminescence in LiF:Mg,Ti : Application to solid-state radiation dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, v. A 648, p. 261-265, 2011.

Pianoschi, T. A. Estudo de dosimetria gel polimérica em Radioterapia com feixes de elétrons utilizando ressonância magnética e simulação Monte Carlo. 2013. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

Pinkerton, A.; Holt, J. G.; Laughlin, J. S.; Energy dependence of LiF dosimeters and high energies. **Phys. Med. Biol.**, v. 11, p. 129-130, 1966.

Podgorsak, E. B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

- Pradhan, A. S.; Lee, J. I.; Kim, J. L. Recent developments of optically stimulated luminescence materials and techniques for radiation dosimetry and clinical applications. **J. Med. Phys.**, v. 33, p. 85-99, 2008.
- Reft, C. S.; Runkel-Muller, R.; Myrianthopoulos, L. In vivo and phantom measurements of the secondary photon and neutron doses for prostate patients undergoing 18 MV IMRT. **Med. Phys.**, v. 33, 2006.
- Robar, V.; Zankowski, C.; Olivares, M.P.; Podgorsak, E.B. Thermoluminescence dosimetry in electron beams: Energy dependence. **Med. Phys.**, v. 23, n. 5, p. 667-673, 1996.
- Salvajoli, J.V.; Souhami, L.; Faria, S. L. Radioterapia em oncologia. Rio de Janeiro: Medsi, 1999.
- Scaff, L. Física na Radioterapia-A base analógica de uma era digital. São Paulo: Projeto saber, 2010.
- Sharma, D. S.; Animesh, Deshpande, S. S.; Phurailatpam, R. D.; Deshpande, D.D.; Shrivastava, S. K.; Dinshaw, K. A. Peripheral dose from uniform dynamics multileaf collimation fields: implications for sliding window intensity modulated radiotherapy. **Br. J. Radiol.**, v. 79, p. 331-335, 2006a.
- Sharma, S. D.; Upreti, R. R.; Deshpande, D. D. Use of peripheral dose data from uniform dynamic multileaf collimation fields to estimate out-of-field organ dose in patients treated employing sliding window intensity-modulated radiotherapy. **Phys. Med. Biol.**, v. 51, p. 2987-2995, 2006b.
- Smith, A.; Gerber, R.; Hughes, B.; Kline, R.; Kutcher, G.; Ling, C.; Owen, J.; Hanlon, A.; Wallace, M.; Hank, G. Treatment Planning Structure and Process in the United States: A "Patterns of Care" Study. **J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.** v. 32, p. 225-265, 1995.
- Stanton, R.; Stinson, D. Applied physics for radiation oncology. Madison: Medical Physics Publishing, 1996.
- Stern, R. L. Peripheral dose from a linear accelerator equipped with multileaf collimation. **Med. Phys.**, v. 26, n. 4, p. 559-563, 1999.
- Stern, R. L. Peripheral dose from a linear accelerator equipped with multileaf collimation. **Med. Phys.**, v. 26, 1999.
- Suntharalingam, N.; Cameron, J. R. Thermoluminescent response of lithium fluoride to high-energy electrons [high-energy radiation therapy dosimetry issue]. **Ann. N. Y. Acad. Sci.**, v. 161, p. 77-85, 1969.
- Tauhata, L.; Salati, I. P. A.; Prinzio, R. Di; Prinzio, M. A. R. R. Di. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, 5ª revisão, Rio de Janeiro-IRD/CNEN, 2003, 242 p.

The Phantom Laboratory. Disponível em:

<http://www.phantomlab.com/products/rando.php>. Acesso em: 07 out. 2014.

Umisedo, N. K.; Yoshimura, E. M.; Gasparian, P. B. R.; Yukihiro, E. G. Comparison between blue and green stimulated luminescence of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. ***Radiat. Meas.***, v. 45, p. 151-156, 2010.

van der Giessen, P. -H. Calculation and measurement of the dose at points outside the primary beam for photon energies of 6, 10 and 23 MV. ***I. J. Radiation Oncology Biol. Phys.***, v. 30, n. 5, p. 1239-1246, 1994.

Vanhavere, F.; Huyskens, D.; Struelens, L. Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18MV linear accelerator. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 110, p. 607-612, 2004.

Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012). Duque de Caxias, RJ: INMETRO, 2012. 94 p.

Waligórski, M.; Lesiak, J.; Bubula, E.; Byrski, E.; Ryba, E.; Olko, P.; Bilski, P. Application of individually calibrated solid LiF:Mg,Ti (MTS-N) detectors in clinical dosimetry. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 85, p. 377-380, 1999.

Wiedemann, E.; Schmidt, G. C. Ueber luminescenz. ***Ann. Phys. Chem. Neue Folge***, v. 54, p. 604, 1895.

Xu, X. G.; Bednarz, B.; Paganetti, H. A review of dosimetry studies on external beam radiation treatment with respect to second cancer induction. ***Phys. Med. Biol.***, v. 53, p. R193-R241, 2008.

Yamashita, T.; Nada, N.; Onishi, H.; Kitamura, S. Calcium sulphate activated by thallium or dysprosium for thermoluminescence dosimetry. In: Proc. 2nd Conf. On Luminescence Dosimetry, Gatlinburg, CONF 680920, p. 4, 1968; ***Health Phys.***, v. 21, p. 295-300, 1971.

Yoshimura, E. M.; Yukihiro, E. G. Optically stimulated luminescence: Searching for new dosimetric materials, ***Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.***, v. B 250, p. 337-341, (2006).

Yu, Ch.-Ch.; Hsu, F.-Y.; Yu, W.-H.; Liu, M.-T.; Huang, S.-S. Assessing doses of radiotherapy with the risk of developing cancer in the head and Neck. ***Radiat. Meas.***, v. 46, p. 1948-1951, 2011.

Yukihiro, E. G.; Gaza, R.; McKeever, S. W. S.; Soares, C. G. Optically stimulated luminescence and thermoluminescence efficiencies for high-energy heavy charged particle irradiation in $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. ***Radiat. Meas.***, n. 38, p. 59-70, 2004.

Yukihiro, E. G.; McKeever, S. W. S. Optically stimulated luminescence – Fundamentals and applications. Oklahoma: John Wiley & Sons, 2011.