

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

UTILIZAÇÃO DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES
COMERCIAIS PARA VERIFICAÇÃO DE DOSES SUPERFICIAIS DE
RADIAÇÃO NA RADIOTERAPIA

RAFAEL ASSUNÇÃO GOMES DE SOUZA

ORIENTADOR: Prof. Dr. LEANDRO XAVIER CARDOSO
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 27A/2015
BRASÍLIA/DF: 25 DE FEVEREIRO – 2015

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA - FACULDADE GAMA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

**UTILIZAÇÃO DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES
COMERCIAIS PARA VERIFICAÇÃO DE DOSES SUPERFICIAIS DE
RADIAÇÃO NA RADIOTERAPIA**

RAFAEL ASSUNÇÃO GOMES DE SOUZA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:

Prof. Dr. LEANDRO XAVIER CARDOSO
(Orientador)

Prof. Dra. LOURDES MATTOS BRASIL
(Examinador Interno)

Profa. Dra. PAULA ELAINE DINIZ DOS REIS
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, 25 DE FEVEREIRO DE 2015.

FICHA CATALOGRÁFICA

RAFAEL ASSUNÇÃO GOMES DE SOUZA

Utilização de Dosímetros Termoluminescentes Comerciais para Verificação de Doses Superficiais de Radiação na Radioterapia, [Distrito Federal] 2015.

69p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2015). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. Utilização

2. Dosímetro

3. Radiação

4. Radioterapia

I. FGA UnB Gama/ UnB.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SOUZA, R. A. G. (2015). UTILIZAÇÃO DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES COMERCIAIS PARA VERIFICAÇÃO DE DOSES SUPERFICIAIS DE RADIAÇÃO NA RADIOTERAPIA. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 27A/2015, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, nº 69.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Rafael Assunção Gomes de Souza

TÍTULO: Utilização de Dosímetros Termoluminescentes Comerciais para Verificação de Doses Superficiais de Radiação na Radioterapia

GRAU: Mestre

ANO: 2015

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

ENDEREÇO

Quadra 08, Lote 17, Casa 01, Parque Esplanada V
72876-635 – Valparaíso de Goiás, GO – Brasil.

DEDICATÓRIA

Para ..., com amor.

O Mestre na arte da vida faz pouca distinção entre o seu trabalho e o seu lazer, entre sua mente e seu corpo, entre sua educação e sua recreação. Ele simplesmente persegue sua visão de excelência em tudo o que faz, deixando para os outros a decisão de saber se está trabalhando ou se divertindo. Ele acha que está sempre fazendo as duas coisas simultaneamente.

Texto budista.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Leandro Cardoso Xavier pelo seu talento e a competência tão inspiradores. O aprendizado foi constante e espero ter a oportunidade de continuar trabalhando juntos.

Agradeço muito ao meu colega Samuel Ramalho Avelino, quem me incentivou e me ofereceu várias ideias para desenvolver essa pesquisa. Atuou como um orientador em vários momentos de dúvida.

Agradeço a meus pais pela educação que sempre tive. Tenho exemplos maravilhosos em minha casa sobre como é importante acreditar que esses conhecimentos não são apenas acadêmicos.

Agradeço a minha amada esposa Elivânia que mesmo nas horas mais difíceis ela sempre me apoiou. Graças a ela tenho dois lindos filhos, Enzo Gabriel e Roger, mais uma razão para eu seguir em frente.

RESUMO

UTILIZAÇÃO DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES COMERCIAIS PARA VERIFICAÇÃO DE DOSES SUPERFICIAIS DE RADIAÇÃO NA RADIOTERAPIA

Autor: Rafael Assunção Gomes de Souza

Orientador: Prof. Dr. Leandro Xavier Cardoso

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, 25 de fevereiro de 2015.

A dosimetria na radioterapia requer o controle da qualidade dos procedimentos executados, com isso a utilização do material termoluminescente é muito importante para a verificação de dose absorvida, devido ser uma forma de detecção cumulativa de dose. Portanto, o estudo da dosimetria superficial deve ser tratado com cuidado, por ser uma região de difícil leitura, elaborando uma estratégia mais eficiente para a coleta de dados e informação fidedigna. Diante disso, este trabalho apresenta uma comparação entre sistemas de dosimetria utilizados para equipamentos de radioterapia, com o objetivo de estabelecer fatores de correção desses materiais termoluminescentes. Para determinar esses padrões, verificou-se a necessidade de analisar TLD fora e dentro de sua capa original, tendo uma diferença percentual de 28%, obtendo resultados já esperados devido ao material que envolve o TLD. Foi adquirido um fator de calibração de 1,36 utilizado para correção dos dados obtidos pelos TLDs. Outros testes foram determinantes para a pesquisa como curva de calibração que teve uma linearidade com valores de dose de até 1 Gy, a partir desse valor a curva de dose foi ajustada em polinômio de segunda ordem, o teste de reprodutibilidade obteve um desvio muito elevado dificultando a utilização desse material comercial, dependência angular total de 18,3% deu-se a assimetria do TLD e exatidão teve um menor desvio de 15,5%, assim determinando quais medidas podem ser tomadas para o TLD comercial. Portanto, algumas modificações devem ser tomadas para estabelecer futuras utilizações para monitoração de pacientes e saber em qual estágio do tratamento aparecem os primeiros sintomas biológicos da radiação, mais especificamente na superfície.

Palavras-chaves: Dosimetria Termoluminescente, Superficial e Radioterapia.

ABSTRACT

THERMOLUMINESCENT DOSIMETERS COMMERCIAL USE FOR RADIATION SURFACE CANDY CHECKING IN RADIOTHERAPY

Author: Rafael Assunção Gomes de Souza

Supervisor: Prof. Dr. Leandro Xavier Cardoso

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering

Brasília, 25 of February of 2015.

The dosimetry in radiotherapy requires quality control procedures executed, thus the use of thermoluminescent material is very important to check the absorbed dose due be a way of detecting cumulative dose. Therefore, the study of surface dosimetry should be treated with care, as a region difficult to read, producing a more efficient strategy for data collection and reliable information. Therefore, this work presents a comparison of dosimetry systems used for radiotherapy equipment, with the aim of establishing correction factors such thermoluminescent materials. To determine these standards, there is a need to analyze TLD inside and outside of the original cover, having a percentage difference of 28%, obtaining results expected because the material surrounding the TLD. One 1.36 calibration factor used to correct data obtained by TLDs was purchased. Other tests were instrumental in the research as calibration curve had a linearity with dose up to 1 Gy values from that value the dose curve was adjusted in second-order polynomial, the reproducibility of test achieved a very high deviation difficult the use of commercial material, total angular dependence of 18.3% gave the asymmetry of the TLD and accuracy had a minor deviation of 15.5%, thus determining what measures can be taken to the commercial TLD. Therefore, some modification must be made to establish future use and for monitoring patients know which treatment the appearance of the first stage biological symptoms of radiation, more particularly on the surface.

Keywords: Thermoluminescent Dosimetry, Surface and Radiotherapy.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Contextualização e Formulação do Problema.....	16
1.2	Objetivos	17
1.2.1	Objetivo Geral.....	17
1.2.2	Objetivos Específicos.....	17
1.3	Revisão da Literatura	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
2.1	Câncer	20
2.2	Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante.....	20
2.2.1	Efeitos Determinísticos	23
2.2.2	Efeitos Estocásticos	24
2.2.3	Efeitos Somáticos.....	25
2.3	Radioterapia	25
2.3.1	Teleterapia	26
2.4	Planejamento do Tratamento de Radioterapia	28
2.5	Câmara de Ionização	30
2.5.1	Câmaras Cilíndricas	30
2.6	Termoluminescência	31
2.6.1	Linearidade	32
2.6.2	Dependência Energética	33
3	METODOLOGIA	35
3.1	Aquisição dos Dosímetros Termoluminescente.....	35
3.2	Dependência da Capa que Envolva os TLDs Comerciais.....	37
3.3	Fator de Calibração do TLD para Feixe de Fótons de 6 MV.....	38
3.4	Curva de Calibração	39
3.5	Teste de Reprodutibilidade	39
3.6	Teste de Dependência Angular	40
3.7	Teste de Exatidão	40
4	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	42
5	RESULTADOS	43
5.1	Dependência da Capa que Envolva os TLDs Comerciais.....	43
5.2	Fator de Calibração do TLD para Feixe de Fótons de 6 MV.....	43

5.3 Curva de Calibração	44
5.4 Teste de Reprodutibilidade	45
5.5 Teste de Dependência Angular	46
5.6 Teste de Exatidão	47
6 DISCUSSÃO	49
6.1 Dependência da Capa que Envolva os TLDs Comerciais.....	49
6.2 Fator de Calibração do TLD para Feixe de Fótons de 6 MV.....	50
6.3 Curva de Calibração.....	51
6.4 Teste de Reprodutibilidade	52
6.5 Teste de Dependência Angular	53
6.6 Teste de Exatidão	54
7 CONCLUSÃO	57
8 TRABALHOS FUTUROS	58
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
ANEXOS	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comportamento das doses do TLD dentro do seu recipiente original e fora.	43
Tabela 2 - Curva de calibração	44
Tabela 3 - Teste de reprodutibilidade	46
Tabela 4 - Média e desvio padrão.....	46
Tabela 5 - Dados de dose medida do TLD e Câmara de ionização cilíndrica.....	47
Tabela 6 - Teste de desvio em porcentagem.....	47
Tabela 7 - Valores dos TLDs e Câmara de ionização original e corrigida.....	47
Tabela 8 - Comparação dos TLDs e Câmara de ionização.....	48
Tabela 9 - Percentual do desvio padrão em relação à dose média..	53

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Esquema representativo sobre os danos radioinduzidos na molécula de DNA (NOUAILHETAS, 2003)..	22
Figura 2: Esquema representativo da radiólise da água (NOUAILHETAS,2003).....	23
Figura 3: Graus de liberdade de movimentação de um Acelerador Linear. O alvo de tratamento pode ser irradiado por vários possíveis ângulos(AVELINO, 2013).....	27
Figura 4: Esquema de uma câmara de cilíndrica (ATTIX, 1986).	31
Figura 5.a: Irradiação (McKEEVER, 1995).....	32
Figura 5.b: Aquecimento (McKEEVER, 1995).	32
Figura 6: Dosímetro termoluminescente	36
Figura 7: Composição dos monitores Sapr <i>a Landauer</i>	36
Figura 8: TLD no seu recipiente original.	37
Figura 9: Materiais termoluminescentes fora de seu recipiente original. Foram irradiados simultaneamente.....	38
Figura 10: TLD em um acelerador linear à uma profundidade de 5 cm.	39
Figura 11: TLD em um acelerador linear a gantry 45°......	40
Figura 12: Resposta de calibração do TLD..	45
Figura 13: Composição do TLD da Sapr <i>a Landauer</i>	49
Figura 14: Comportamento linear da curva de calibração.....	51
Figura 15: Curva de calibração de segunda ordem.....	52

LISTA DE SÍMBOLOS

μCi – MicroCurie

CaSO_4 – Sulfato de cálcio

cGy – Centigray

cm^3 – Centímetro cúbico

Cs – Césio

F_i – Fator de correção

Gy – Gray

Ir – Irídio

kV – Quilo voltagem

LiF – Fluoreto de Lítio

MBq – Mega Becquerel

MeV – Megavoltagem

mm – milímetro

mSv - milisirvert

z_{cal} - Profundidade de calibração

β – Beta

LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CT – Tomografia Computadorizada

CTV - Clinical Target Volume

DFS - Distância fonte-superfície

DNA – Ácido desoxirribonucléico

Dr. – Doutor

FGA – Faculdade Gama

GTV - Gross Tumor Volume

IAEA - International Atomic Energy Agency

ICRU - International commission on Radiation Units and Measurements

INCA – Instituto Nacional de Câncer

MRI - Imagem por ressonância magnética nuclear

NCBI - *National Center for Biotechnology information*

NCBI - National Center for BiotechnologyInformation

NLM - National Library of Medicine

PDD - Percentual de dose na profundidade

PET – Tomografia por emissão de pósitrons

Prof. – Professor

PTV - Planning Target Volume

PubMed - Publicações Médicas

SAD – Source to Axis Distance

SAPRA - Serviço de Assessoria e Proteção Radiológica

SPECT – Tomografia computadorizada por emissão de fóton único

SSD - Source to Surface Distance

TL – Termoluminescente

TLD – Thermoluminescent dosimeter

TMR - Relação tecido máximo

UM – Unidade monitora

UNB – Universidade de Brasília

UNSCEAR - United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

USP – Universidade de São Paulo

1 INTRODUÇÃO

À medida que a expectativa de vida da população aumenta, com a incidência de câncer acontece o mesmo. Várias pesquisas de medicamentos e formas de tratamentos estão em andamento com o intuito de alcançar a cura da doença. Uma delas que data do início do século é a radioterapia, tratamento que vem mostrando eficácia no controle e até mesmo na cura da doença (BERDAKY, 2001).

A descoberta da radioatividade está diretamente ligada à descoberta dos raios X, os quais representam transições eletrônicas envolvendo os primeiros níveis da camada eletrônica, em geral os níveis K e L, sendo, portanto, transições mais energéticas do que as transições eletrônicas mais comuns. Eles podem ser gerados quando elétrons são acelerados e direcionados a um alvo metálico, arrancando elétrons das camadas eletrônicas dos elementos constituintes desse alvo ou quando raios *gama* são absorvidos por elétrons da eletrosfera de um elemento qualquer. Ambos os processos tem como consequência elétrons sendo expelidos e gerando uma lacuna na sua camada eletrônica. Quando se trata de emissão de raios X, o preenchimento dessa lacuna envolve a passagem de elétrons de um nível energético menor para um nível energético maior com a emissão de raios X, enquanto que as emissões radioativas são originárias de processos nucleares, isto é, processos que ocorrem no interior do núcleo do átomo (CARDOSO, 2009).

Logo após a descoberta dos raios X em 1895 por Roentgen, foi dado início uma série de estudos e, em 1898, Pierre e Marie Curie descobriram o elemento Rádio. Desde então a Radioterapia começou a se desenvolver. Em 29 de Janeiro de 1896, foi tratado o primeiro paciente com radiação e em 1899 o primeiro caso de câncer; um epiteloma de células basais, que foi curado com radiação (SALVAJOLI, 2012).

A partir de 1920 o uso dos raios X foi expandindo e começou-se a construir máquinas que operavam na faixa de 200 a 250 kVp, podendo-se assim tratar os tumores um pouco mais profundos sem causar tantos danos à pele. Em 1922, num congresso internacional de oncologia em Paris, a Radioterapia foi aceita como especialidade médica. De 1940 a 1960 o progresso foi ainda maior, destacado pela produção das unidades de cobalto como dos primeiros aceleradores lineares (BENTEL, 1996).

O início da Radioterapia no Brasil foi em 1901, no Rio Grande do Sul, com o médico Dr. Becker Pinto, que foi o primeiro a utilizar um aparelho de raios X para tratamento de um tumor de pele. O primeiro acelerador linear do Brasil foi instalado em 1972, no Hospital Alemão Oswaldo Cruz, em São Paulo (BERDAKY, 2001).

A utilização da radiação por meio dos equipamentos médicos tem sido comum, devido à sua importância terapêutica, identificando determinadas patologias. Assim sendo, bastante utilizada principalmente na área de diagnóstico. A sua utilização é comumente associada à determinação de dose aplicada a um doente, uma vez que existe certa proporcionalidade entre a quantidade de radiação aplicada e a dose ao longo do tempo.

A radioterapia é o método de tratamento local ou loco-regional do câncer, que utiliza equipamentos e técnicas variadas para irradiar áreas do organismo humano, prévia e cuidadosamente demarcadas (BRASIL, 2012).

O uso do material termoluminescente como detector de radiação é um dos mais usados na medicina e teve início em 1950 com o trabalho de Farrington Daniels na Universidade de Wisconsin, Estados Unidos da América (ICRU, 1977). Os *thermoluminescent dosimeter* (TLD – Dosímetros Termoluminescentes) vêm desempenhando papel importante para a dosimetria das radiações em aplicações na área médica, em particular para medidas utilizando simuladores antropomórficos e para a dosimetria *in vivo* de pacientes (X'KORTOV, 2007). Hoje em dia é muito comum a verificação de dose em feixes de fótons e elétrons, e a grande maioria dos países com alto nível de desenvolvimento na radioterapia, têm programas de controle de qualidade utilizando a dosimetria termoluminescente.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

O crescente uso das radiações ionizantes nas áreas médica e industrial ressalta a necessidade de monitorar os indivíduos expostos a fim de minimizar os riscos inerentes à exposição à radiação. Uma das técnicas mais utilizadas na dosimetria *in vivo* é a dosimetria termoluminescente (BARSANELLI, 2003). Essa técnica consiste na propriedade que alguns materiais cerâmicos, previamente expostos à radiação, apresentam em emitir luz ao serem aquecidos. A quantidade de luz emitida é proporcional à exposição (CAMPOS,

1998). Os TLDs são bastante utilizados em procedimentos médicos para indicar, se houver, exposições ocupacionais, também em pacientes que foram submetidos à radiação durante a radioterapia (BARSANELLI, 2003) ou procedimentos diagnósticos.

A área médica tem investido em grandes tecnologias na radioterapia, fundamentais para se ter resultados clínicos nessa área e diminuição dos efeitos biológicos da radiação ionizante. Na radioterapia, a qualidade do tratamento contra o câncer depende muito da tecnologia utilizada, desenvolvendo métodos alternativos e mais práticos para monitoração do paciente, assim diminuindo os custos dos tratamentos de câncer.

Esse estudo busca utilizar o TLD comercial composto por fluoreto de lítio e sulfeto de cálcio, tipicamente usado para monitoração de indivíduos sujeitos à exposição com radiação, em medições de doses absorvidas na superfície de campos de radioterapia.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

- Avaliar o TLD comercial para a utilização na dosimetria superficial de campos de radioterapia.

1.2.2 Objetivos específicos

- Avaliar a influência da capa que envolve o TLD comercial na aferição de dose;
- Avaliar as propriedades dosimétricas de um TLD comercial (reprodutibilidade, exatidão, linearidade, dependência angular);
- Realizar calibração do TLD para um feixe de fótons com 6 MV (de um acelerador linear) usando como referência uma câmara de ionização, previamente calibrada;
- Comparar os resultados obtidos com TLD com as doses medidas pela câmara de ionização.

1.3 REVISÃO DA LITERATURA

O PubMed é uma base de dados que permite a pesquisa bibliográfica de artigos publicados em revistas de grande circulação da área médica. Ele foi desenvolvido pelo NCBI (*National Center for Biotechnology Information*), sendo mantido pela NLM (*National Library of Medicine*). A pesquisa realizada com a palavra-chave “Dosimetria” retornou 169.770 trabalhos (realizada 31/07/14, às 20h17min), dos quais apenas sete foram relevantes ao tema em estudo.

Analisando os sete trabalhos resultantes, constatou-se que nenhum deles tratou dos procedimentos para a execução de projetos de integração com a dosimetria termoluminescente viabilizando a mensuração de dose superficial.

Na avaliação da precisão de dose absorvida de corpo inteiro, utilizando pacientes portadores de leucemia com a utilização dos TLD, avaliados em uma unidade de cobalto-60, foi calculada a dose na cabeça e no tórax. Observou-se que, para verificação de dose na superfície, há necessidade de criação de superfície simuladora para fazer a calibração da radiação espalhada (GIORDANI, 2004).

O estudo da dependência energética da resposta do TLD avaliou situações de irradiação em feixes de fótons de alta energia, utilizando fracionamento padrões de tratamento de radioterapia, em feixes gama de cobalto-60 e aceleradores lineares com aceleração de até 18 MV (BATISTA, 2011).

Foram testados quanto ao seu desempenho para as medidas *in vivo* no simulador antropomórfico Rando Alderson adaptado para utilização de medição de dose em pacientes, com utilização de diodo semicondutores Isorad-p, outro detector de radiação ionizante, com isso foi obtido resultados imediatos, porém um é equipamento não acessível a todos (FERNANDES, 2007).

Foi analisada dose de radiação durante o tratamento de radiocirurgia, em que foram utilizados TLD encapsulados aos pares em envelopes, colocados em regiões mais sensíveis à radiação ionizante, mais foram feitos teste preliminares para aplicação desse método dosimétrico, o trabalho ressalta a importância de que os limites aceitáveis de radiação durante o tratamento na região da cabeça não sejam ultrapassados (LUNDGREN et al, 2012).

Foram avaliadas as correções necessárias para o uso dos parâmetros dosimétricos, obtendo condições convencionais, nos tratamentos de irradiação de corpo inteiro, apresentado uma metodologia de dosimetria *in vivo* para radioterapia (ALVA SANCHEZ, 2007).

O trabalho demonstrou a viabilidade da implantação de uma rotina de dosimetria *in vivo* com uso de diodos semicondutores e TLD no setor de radioterapia, no caso de tratamento de câncer de cabeça e pescoço, utilizando detectores termoluminescentes em forma de pó e irradiados com Cobalto-60. Esses detectores foram testados quanto ao seu desempenho para as medidas *in vivo* no simulador antropomórfico RANDO Alderson (VIEGAS, 2003).

A pesquisa da base bibliográfica utilizada neste trabalho considerou a busca por livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: PubMed (Publicações Médicas), CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), INCA (Instituto Nacional de Câncer), ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*), IAEA (*International Atomic Energy Agency*), UNSCEAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*), USP (Universidade de São Paulo).

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 CÂNCER

De modo geral, os indivíduos de todo mundo são atingidos por doenças crônicas, que podem causar alterações nas suas vidas e na de seus familiares de maneiras diversas, nos diferentes tempos do adoecimento, do diagnóstico ao tratamento e da reabilitação (OMS, 2005).

Entre as doenças crônicas, o câncer configura-se como um problema de saúde pública e pode ser definido como um conjunto de mais de 100 doenças, incluindo tumores malignos de diferentes localizações. É considerada, desde 2003, importante causa de morte no Brasil. A estimativa para o ano de 2012, válida também para o ano de 2013, aponta a ocorrência de aproximadamente 385 mil casos novos, excluindo os casos de pele não melanoma, reforçando a magnitude do problema no país (BRASIL, 2012).

O câncer é uma doença que surge como resultado de uma divisão descontrolada de células e de uma falha no mecanismo de auto-eliminação celular (HALL, 2006). Esse crescimento desordenado também ocorre em outras neoplasias (tumores benignos), porém, no caso do câncer, há uma probabilidade de que essas células migrem para outras regiões do corpo (metástase). Devido a esse comportamento agressivo, o câncer é definido como tumor maligno.

2.2 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE

As radiações ionizantes, no contexto biológico, são aquelas capazes de arrancar os elétrons orbitais dos átomos com os quais interagem nomeadamente os átomos de carbono, hidrogênio, oxigênio e azoto, pois são os mais frequentes nos meios biológicos. A quantidade de energia depositada pela radiação ionizante ao atravessar um material depende da natureza química do material e da sua massa específica (SCHABELE, 2000).

Diferentes tipos de radiação diferem na maneira como interagem com o material biológico e, portanto, iguais doses absorvidas não produzem necessariamente os mesmos efeitos biológicos. O risco oferecido à saúde da exposição a uma dada radiação é expresso pelo fator de qualidade da mesma (IAEA, 2004).

Para que ocorra ionização no material biológico, a energia da radiação deve ser superior ao valor da energia de ligação dos elétrons destes elementos (CARDOSO, 2009). Assim, os efeitos biológicos são resultado da interação da radiação com a matéria, e surgem principalmente devido à interação da radiação com o material genético, ou moléculas associadas, onde lhe causarão danos irreversíveis ou reversíveis, de acordo com a eficiência do sistema de reparação celular do indivíduo exposto (ALMEIDA, 2007).

As características fundamentais dos efeitos biológicos das radiações são o polimorfismo, a não especificidade, a possível reversibilidade, a intransmissibilidade/transmissibilidade, o tempo de latência e a existência ou não de limiar (VELUDO, 2011).

Uma vez que os efeitos biológicos induzidos pela radiação ionizante são de natureza extremamente variável, e dependente da sensibilidade do órgão atingido, da dose administrada e das condições de irradiação, pode-se dizer que o polimorfismo é uma das características fundamentais (LIMA, 1995).

Por outro lado, a característica da não especificidade demonstra que os efeitos biológicos provocados pela radiação e também por outros fatores que não a radiação. Embora certos critérios etiológicos e estatísticos permitam, por vezes, estabelecer uma relação de causa e efeito entre uma irradiação e determinadas lesões, muitas vezes essa relação não pode ser estabelecida (LIMA, 1995).

Em determinados casos, os efeitos biológicos produzidos pela radiação X apresentam características de se regenerarem. Quando são induzidas alterações funcionais, estas são temporárias, seguindo-se uma restauração mais ou menos total. O nível celular tem o poder de restauração relacionado com a capacidade das células formando edifícios moleculares que entram na sua estrutura. Outras estruturas parecem ser demasiado complexas e especializadas para que a célula possa ressintetizá-las e o seu dano determinará efeitos irreversíveis. Todavia, a restauração intervém em todas as escalas, havendo lesões susceptíveis de restauração parcial, outras de restauração total e ainda outras como a necrose celular e as afecções cancerosas, totalmente irreversíveis (LIMA, 1995).

As maiores partes das lesões decorrentes da ação das radiações afetam uma célula ou um organismo, mas não se transmitem às células ou organismos que deles derivam por

divisão ou reprodução assexuada. É necessário, portanto, destacar e considerar como particularmente graves certos danos da estrutura celular que são transmissíveis de célula a célula e se manifestam pela anarquia da função reprodutora assim como as lesões do patrimônio hereditário, transportado pelas células reprodutoras, que propagam as anomalias na descendência da unidade biológica irradiada (LIMA, 1995).

Quando são estudadas as relações entre doses de radiação e efeitos biológicos, é necessário ter em conta que existem certos efeitos, que para surgirem, exigem que a dose seja superior a certo limiar, a dose limiar. Esta existência não significa que não haja ação nociva quando a dose é inferior a esse limiar, pois existem sempre fenômenos de ionização, com as respectivas consequências químicas e biológicas. Do mesmo modo que decorre sempre um tempo de latência entre o momento da irradiação e o aparecimento das lesões, esse tempo pode ser variável (LIMA, 1995).

Os efeitos biológicos consistem na resposta natural do organismo a um agente agressor, não constituindo necessariamente, uma doença, já que os efeitos das interações das radiações ionizantes com as células podem surgir de forma direta, danificando uma macromolécula, ou de forma indireta, interagindo com o meio e produzindo radicais livres. Essas modificações celulares podem ser reparadas através da ação das enzimas. Caso isso não ocorra, surgirão lesões bioquímicas que podem causar danos como morte celular prematura, alteração no processo de divisão celular e alterações genéticas, como se mostra na Figura 1 (NOUAILHETAS, 2003).

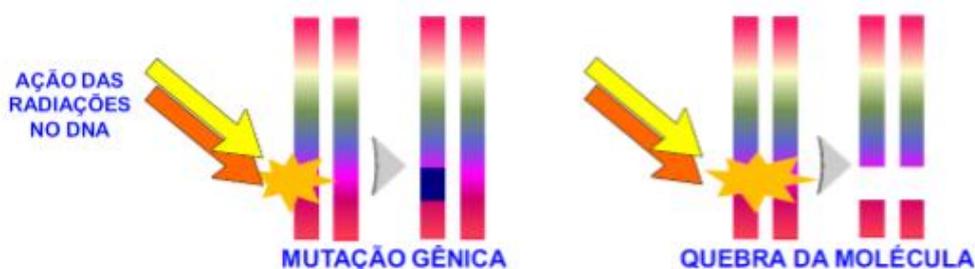


Figura 1: Esquema representativo sobre os danos radioinduzidos na molécula de DNA (NOUAILHETAS, 2003).

Os efeitos indiretos ocorrem em situações em que a energia é transferida para uma molécula intermediária (água, por exemplo) cuja radiólise promove a formação de produtos altamente reativos, capazes de lesar o DNA (SCHABELE, 2000).

Pode-se, então, dizer que a radiação tem a capacidade de ionizar a molécula da água, transformando-a em diversas espécies iônicas e radicares como demonstrado na Figura 2. As espécies iônicas formadas são instáveis e altamente reativas com as moléculas que constituem a célula (GOMES, 2005).

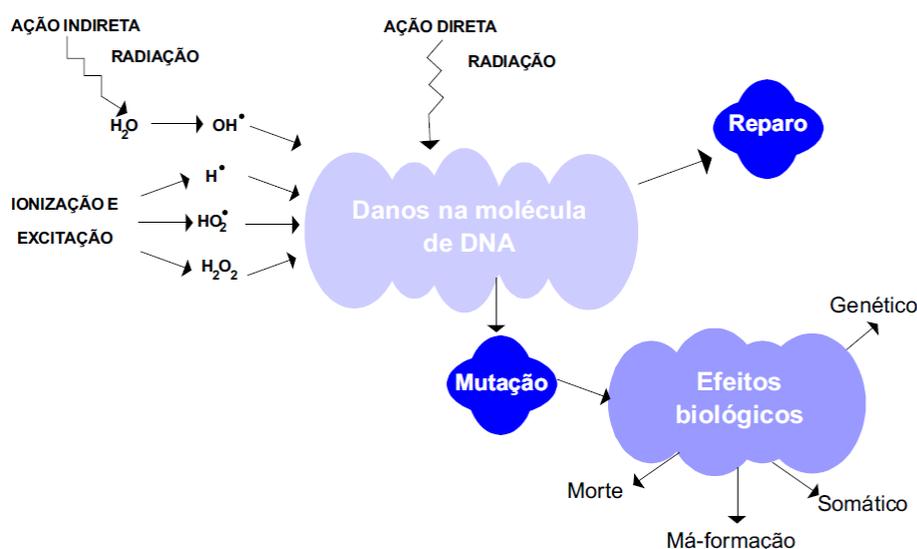


Figura 2: Esquema representativo da radiólise da água (NOUAILHETAS, 2003).

2.2.1 EFEITOS DETERMINISTICOS

Os efeitos determinísticos são aqueles consequentes à exposição a altas doses de radiação e dependem diretamente da exposição, cuja gravidade aumenta com a elevação da dose (D'IPPOLITO, 2005).

Estes efeitos eram muito mais frequentes no início da utilização da radiação. No período desde a descoberta dos raios X até aos anos 30 do século XX, quando as medidas de proteção começaram a ser utilizadas, mais de uma centena de radiologistas morreram devido aos efeitos determinísticos. Após a instituição de medidas de proteção, a frequência destes efeitos começou progressivamente a diminuir, e atualmente só são observados em casos de acidentes ou como efeito de terapias médicas com radiação ionizante (UNSCEAR, 1993).

Os efeitos determinísticos levam à morte celular. Existindo uma relação previsível entre a dose e a dimensão do dano esperado, sendo que este só aparece a partir de uma determinada dose, isto é, existe um limiar de dose abaixo do qual não há efeito. A probabilidade de ocorrência e a severidade do dano estão diretamente relacionadas com o aumento da dose, sendo as alterações provocadas, denominadas de somáticas. Quando a destruição celular não pode ser compensada, podem aparecer efeitos clínicos, se a dose estiver acima do limiar. De notar que, indivíduos diferentes apresentam sensibilidades diferentes e, portanto, limiares diferentes em cada estrutura (AZEVEDO, 2000).

2.2.2 EFEITOS ESTOCÁSTICOS

Os efeitos estocásticos são aqueles não aparentes e que se manifestam meses ou anos após exposição à radiação, não permitindo estabelecer claramente uma relação de "causa e efeito". Estão relacionadas com baixas doses de radiação, como aquelas decorrentes de exposições frequentes às quais os profissionais que trabalham com radiação estão sujeitos. Ao contrário dos efeitos determinísticos, é difícil estabelecer com segurança uma relação causal entre o efeito estocástico e a exposição à radiação ionizante, em virtude da grande quantidade de variáveis envolvidas e do longo tempo de latência, podendo assim ser passado para sua geração futura (D'IPPOLITO, 2005).

Os efeitos mais relevantes são a mutação e a carcinogênese, ou seja, pode ocorrer uma alteração aleatória no DNA de uma única célula que, no entanto, continua a dar origem a outras células, levando à transformação celular. Quando o dano ocorre numa célula germinativa, podem ocorrer efeitos hereditários (AZEVEDO, 2000).

As células modificadas podem, em alguns casos, iniciar uma transformação maligna e conduzir ao desenvolvimento de um clone maligno e, finalmente, a um câncer declarado (CUNHA, 2001).

A severidade dos efeitos estocásticos não depende da dose absorvida, e baseia-se em modelos matemáticos de probabilidade. Quanto maior a dose absorvida, maior será a probabilidade de ocorrência dos efeitos. Diferentemente dos efeitos determinísticos, não há limiar de dose a partir do qual eles possam ocorrer (DANIEL et al, 2009).

É o tipo e a localização do tumor ou a anomalia resultante que determina a severidade do efeito. No entanto, o organismo apresenta mecanismos de defesa muito eficientes. A maioria das transformações neoplásicas não evolui para cancro. Quando estes mecanismos de defesa falham, após um longo período de latência, o câncer pode aparecer. Por exemplo, a leucemia terá um período de latência entre 5-7 anos e os tumores sólidos cerca de 20 anos (AZEVEDO, 2000).

2.2.3 EFEITOS SOMÁTICOS

Os efeitos somáticos das radiações são aqueles que afetam apenas os indivíduos irradiados, não se transmitindo para os seus descendentes. Podem ser classificados em efeitos imediatos e tardios. Os efeitos imediatos são aqueles que ocorrem num período de horas até algumas semanas após a irradiação. Os efeitos tardios surgem vários meses ou anos após a exposição à radiação (BIOSSEGURANÇA, 2005).

A gravidade destes efeitos dependerá basicamente da dose recebida e da região atingida. Isso se deve ao fato de que diferentes regiões do corpo reagem de formas diferentes ao estímulo da radiação (SCHABELE, 2000).

Os efeitos somáticos imediatos produzidos pela exposição aguda surgem no sistema hematopoiético, com o aparecimento de leucopenia, anemia e trombocitopenia, no sistema vascular com obstrução dos vasos e fragilidade vascular e no sistema gastrointestinal com o aparecimento de lesões na mucosa e com as secreções alteradas (SCHABELE, 2000).

Os efeitos somáticos tardios são difíceis de distinguir, pois demoram a aparecer e não se sabe ao certo se a patologia se deve à exposição à radiação ou se ao processo de envelhecimento natural do ser humano. Por esta razão a identificação dos efeitos tardios causados pelas radiações só podem ser feitos em situações especiais (SCHABELE, 2000).

2.3 RADIOTERAPIA

A radioterapia é uma modalidade eficaz de tratamento do câncer que utiliza como meio físico a radiação ionizante (MOURÃO, 2009). O princípio de sua utilização é baseado no

fato de que a maior reprodução das células tumorais, em relação às células normais dos tecidos, frequentemente as torna mais sensíveis à radiação. A radioterapia está perfeitamente integrada às diversas estratégias terapêuticas atualmente utilizadas. Cerca de 70% dos pacientes de câncer atendidos para tratamento são encaminhados para radioterapia como parte do seu processo terapêutico. Em muitos casos, pode ser indicado somente o tratamento local, ou pode estar associado a um processo cirúrgico complementar e / ou à quimioterapia. Alguns tipos de câncer podem ser tratados pela radioterapia isolada, casos nos quais ela pode ser a primeira opção de tratamento (LIMA, 2013).

A radioterapia pode ser usada quando o tamanho do tumor é muito grande e não pode ser realizada uma cirurgia, o tratamento é feito previamente, assim quando diminuir o tamanho do tumor é possível uma cirurgia. A radioterapia também é usada no lugar de um eventual tratamento cirúrgico, a fim de erradicar as células tumorais sem a necessidade de uma cirurgia. E também é usada em casos em que a cura do câncer não é possível, nesse caso a radioterapia é usada para proporcionar uma melhor qualidade de vida do paciente (LIMA, 2013).

2.3.1 TELETERAPIA

A teleterapia ou radiação externa consiste no tratamento do tumor com uma distância entre o equipamento e a região a ser tratada, geralmente essa distância equivale de 80 a 100 centímetros, dependendo da região tratada (DENARDI, 2008). Os aparelhos mais usados são o de telecobaltoterapia e os aceleradores lineares. Para realizar o tratamento através da teleterapia é feito o planejamento da dose e marcações no corpo do paciente com caneta, tinta ou tatuagem, a fim de definir os locais exatos a serem bombardeados, e sempre atingir somente aquela região delimitada, as células a serem tratadas são mais sensíveis e mais lesadas pela radiação do que as sadias. Assim, durante os intervalos das seções, as células boas conseguem se regenerar.

A partir de 1960, os sofisticados aceleradores lineares de partículas passaram a competir com os equipamentos que utilizam radioisótopos no mercado da radioterapia (PODGORSAK, 2005). Os aceleradores lineares atualmente substituíram quase que totalmente as máquinas com radioisótopos nos países desenvolvidos (IAEA, 2013).

Nos aceleradores lineares, elétrons são acelerados utilizando-se um gerador de tensão variável capaz de gerar campos elétricos variáveis em uma série de discos paralelos de forma que os elétrons atinjam altas energias. Esse feixe de elétrons pode ser utilizado diretamente em tratamentos superficiais, profundos, ou ainda, podem colidir contra um alvo de tungstênio e gerar feixes de fótons de diversas energias (JOHNS, 1993).

A capacidade de emitir radiação ionizante é apenas um dos muitos recursos que os aceleradores lineares usados na radioterapia possuem. Essas máquinas podem emitir feixes em várias direções graças ao movimento de rotação que a estativa (*gantry*) consegue fazer. Além disso, a mesa onde o paciente deita durante o tratamento também possui movimentos com vários graus de liberdade. Todas essas possibilidades permitem que o tratamento seja feito por uma composição de incidências de feixe de radiação, tal que praticamente qualquer ângulo em torno do alvo de tratamento possa ser usado (AVELINO, 2013). A Figura 3 mostra alguns graus de liberdade do acelerador linear.

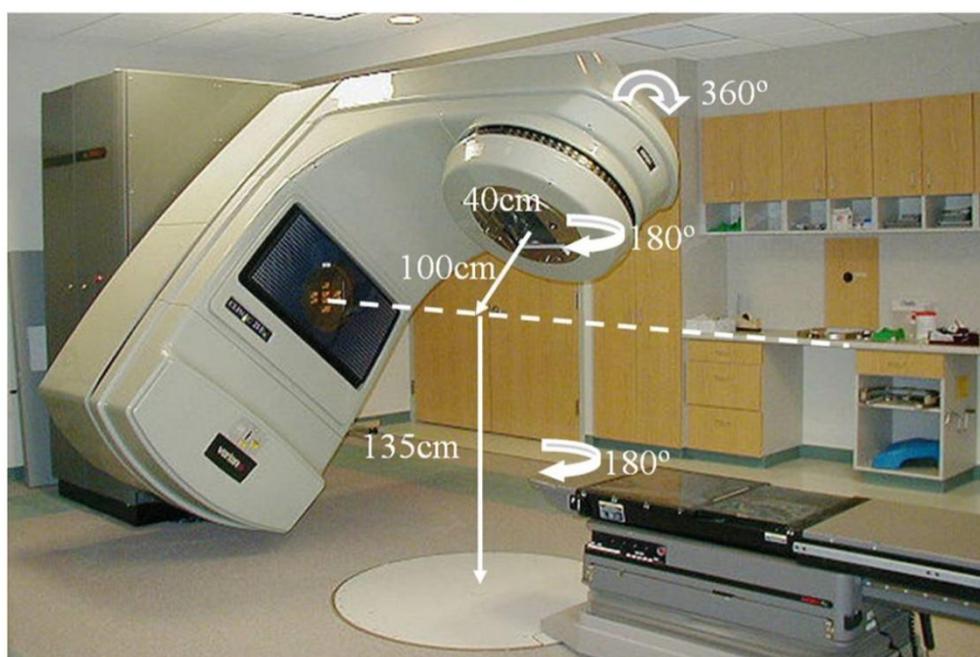


Figura 3: Graus de liberdade de movimentação de um Acelerador Linear. O alvo de tratamento pode ser irradiado por vários possíveis ângulos (AVELINO, 2013).

2.4 PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO DE RADIOTERAPIA

A primeira etapa do planejamento é a aquisição de imagens do paciente. Essas podem ser obtidas através de radiografias e contornos do paciente (planejamento em 2D), ou por imagens tomográficas do tipo: *Computed Tomography* (CT – Tomografia Computadorizada), *Positron Emission Tomography* (PET - Tomografia por Emissão de Pósitrons), *Computed Tomography and Single Photon Emission* (SPECT - Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único), imagem por ressonância magnética nuclear (MRI), fusões de dois desses tipos de imagens (por exemplo, PET-CT) e imagens de ultrassom. A utilização dessas imagens configura o planejamento 3D (BARBOSA, 2011).

Após essa etapa, é realizada a definição do volume alvo de tratamento. Os relatórios ICRU 50 e 62 descrevem as estruturas alvos e as críticas (por exemplo, tecido ou órgão sadio próximo ao volume alvo), que devem ser poupadas. As definições a seguir se aplicam ao planejamento em 3D.

- GTV (*Gross Tumor Volume*): é o volume de tecido doente, palpável ou visível que demonstra a extensão e localização do tumor maligno.
- CTV (*Clinical Target Volume*): volume alvo clínico é o volume de tecido que contém o GTV e mais doenças microscópicas malignas sub-clínicas, que têm de ser eliminadas. Este volume, portanto, tem de ser tratado de forma adequada para atingir o objetivo da terapia, cura ou palição.
- PTV (*Planning Target Volume*): este volume é um conceito geométrico definido para permitir a seleção apropriada de uma combinação de feixes de radiação, levando em consideração o efeito líquido de todas as possíveis variações geométricas, a fim de garantir que a dose prescrita é realmente absorvida dentro do CTV.

A próxima etapa do planejamento é a escolha de um arranjo de feixes de determinada energia, para se conformar o volume alvo com uma distribuição de dose o mais homogênea possível e se poupando as estruturas sadias ao redor.

A teleterapia pode ser realizada em duas configurações: SSD (*Source to Surface Distance*), onde a distância entre a fonte de radiação e a superfície do paciente é mantida constante (isocentro da máquina posicionado na superfície); ou SAD (*Source to Axis Distance*), onde o centro do volume alvo é posicionado no isocentro da máquina (PODGORSK, 2005).

Após definida a geometria do tratamento, a conformação do volume alvo, e a dose prescrita, é realizada o cálculo da Unidade Monitora (UM), que faz a correlação entre a dose prescrita e o “tempo” de irradiação na máquina. Para a configuração de dosimetria, geralmente a maioria das máquinas são calibradas de forma a 1 UM equivaler a 1 cGy. Porém, as configurações de tratamento não correspondem ao arranjo experimental de dosimetria, onde modificadores desse feixe são inseridos. Por exemplo, são utilizados acessórios, as distâncias fonte-superfície variam, os tamanhos de campo são outros, o ponto de prescrição da dose pode estar fora do eixo central (*off-axis*), etc.

Dessa forma, para o cálculo da UM, todas essas condições e outras são levadas em consideração (DUTREIX, 1997; MÜLLER, 2005). Uma maneira simplificada de se checar a UM, fornecida pelo programa de planejamento, é a correção da dose prescrita por fatores que caracterizam o feixe de tratamento. Este é um cálculo aproximado de UM, muito utilizado na rotina clínica como forma de detectar possíveis erros de planejamento. A UM é dada por (DUTREIX, 1997), Equação (1).

$$UM = \frac{DOSE}{Fi} \quad (1)$$

onde os fatores de correção (Fi) são: fatores filtro, bandeja, bloco, *off-axis*; PDD (percentual de dose na profundidade, definido pela razão entre a dose absorvida em uma determinada profundidade z e a dose absorvida na profundidade de máximo do *build-up*, isso para um campo quadrado em um arranjo SSD); a relação tecido máximo TMR (equivalente ao PDD para um arranjo SAD); além de outros fatores, que junto com estes, são valores tabelados obtidos durante o comissionamento da máquina. Há também o fator distância (corrige a distância fonte-superfície DFS_t e a profundidade z_t do tratamento em relação à distância fonte-superfície DFS_{cal} e profundidade z_{cal} de calibração), que é dado por (DUTREIX, 1997), Equação (2).

$$\text{Fatordist} = \left(\frac{DF_{\text{Scal}} + Z_{\text{cal}}}{DF_{\text{St}} + Z_{\text{t}}} \right)^2 \quad (2)$$

Atualmente, não só o cálculo completo da UM e das distribuições de dose no volume alvo (isodoses), mas também todo o processo de planejamento do tratamento é realizado por sistemas computadorizados.

2.5 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

2.5.1 CÂMARAS CILÍNDRICAS

As câmaras de ionização cilíndricas devem ser utilizadas para calibração de feixes de raios X de radioterapia com média acima de 80 kV e uma camada semirredutora de 2 mm de alumínio, radiação gama, feixes de fóton de alta energia, feixes de elétrons com energia acima de 10 MeV aproximadamente, etc. Este tipo de câmara é adequada para medições dessa qualidades de radiação e é resistente e simples para uso em medições com fantasmas de água. O volume da cavidade da câmara deve ser entre 0,1 cm³ e 1 cm³. Esta faixa de tamanho é uma combinação entre a necessidade de sensibilidade suficiente e a habilidade de medição de dose num ponto (BULLA, 1999).

É necessário definir a função de uso da câmara cilíndrica, se será usada como instrumento de referência (calibrada em laboratório de padrão secundário e usada para calibração do feixe) ou como instrumento de campo (calibração cruzada contra uma câmara de referência e normalmente, utilizada para medições rotineiras). Câmaras construídas com parede de grafite geralmente possuem maior estabilidade e maior uniformidade de resposta do que câmaras com paredes plásticas. Entretanto, as paredes plásticas são mais resistentes e, portanto, mais adaptáveis para medições de rotina (IAEA, 2000). A Figura 4 mostra o esquema interno de uma câmara de ionização cilíndrica.

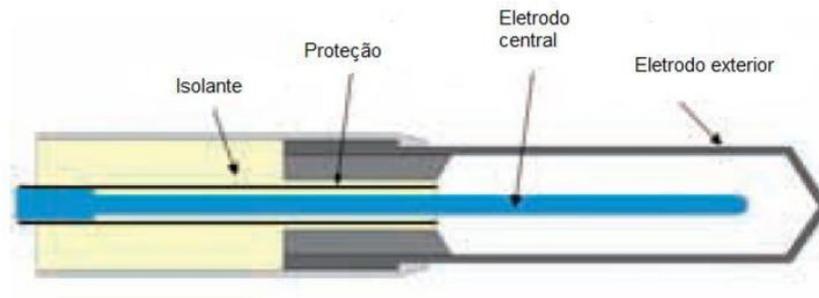


Figura 4: Esquema de uma câmara de cilíndrica (ATTIX, 1986).

2.6 TERMOLUMINESCÊNCIA

O fenômeno de emissão de luz por um material previamente excitado é chamado de luminescência. Dependendo da maneira como o meio foi excitado, diferentes denominações são utilizadas. Fotoluminescência (excitação por absorção de luz), eletroluminescência (excitação por campos elétricos), triboluminescência (excitação por forças mecânicas) e radioluminescência (excitação causada por radiação ionizante) (FERRAZ et al, 2006).

Este fenômeno pode ser explicado em termos das “armadilhas para elétrons ou buracos” através do modelo de bandas de energia: os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência repleta de elétrons e a de condução, vazia. Entre elas, uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos a elétrons e por isso denominada banda proibida (DA ROSA, 2001).

A radiação ionizante faz com que os elétrons da banda de valência passem para a banda de condução, onde estão livres para se movimentar e acabar caindo em uma das armadilhas (Figura 5.a). Quando o material é posteriormente aquecido, os elétrons que estão nas “armadilhas” adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência. Como resultado dessas “arrumações”, há emissão de luz (Figura 5.b) (McKEEVER, 1995).

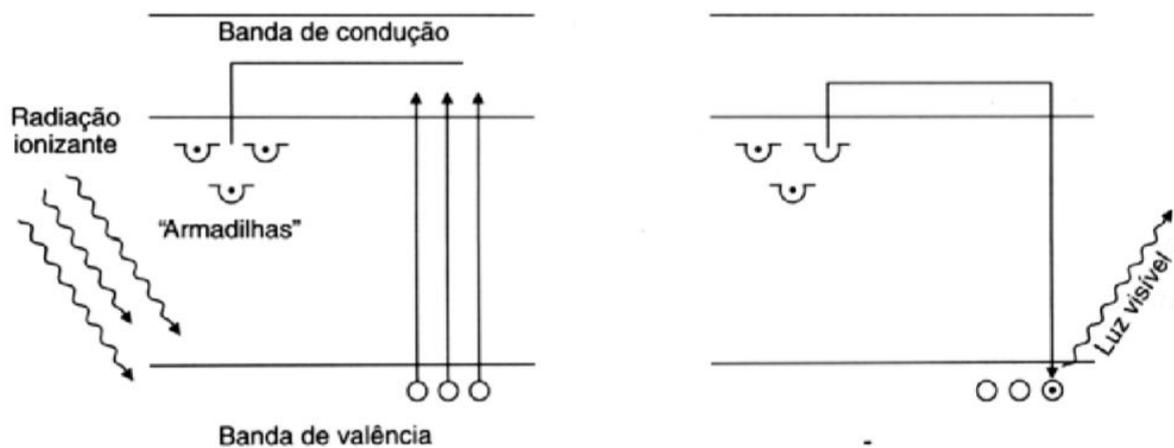


Figura 5: a) Irradiação; b) Aquecimento (McKEEVER, 1995).

2.6.1 LINEARIDADE

A curva da resposta do *thermoluminescent dosimeter* (TLD – Dosímetros Termoluminescentes) em função da dose compreende, geralmente, três regiões: região linear, supralinear e de saturação. A primeira é a de maior interesse em dosimetria, visto que permite uma maior exatidão nas medidas (BARSANELLI, 2003).

A discussão que se segue está baseada nas propriedades do LiF, mas os princípios aplicam-se a qualquer *thermoluminescent dosimeter* (TLD – Dosímetros Termoluminescentes).

O LiF é linear até cerca de 1 Gy, após isso se torna supralinear. Na região supralinear, a resposta TL deixa de ser proporcional à dose. Em radioterapia, quase sempre é necessário se operar nesta região (J. R. WILLIAMS, 1994).

A correção necessária pode ser estabelecida através da curva da leitura do TLD em função da dose de radiação. Uma fórmula empírica útil para corrigir a supralinearidade é dada pela seguinte expressão (J. R. WILLIAMS, 1994), Equação (3):

$$C_{\text{supralin}} = (1 + 0.0278D - 0.000265D^2)^{-1} \quad (3)$$

Em que D em Gy é a dose absorvida e C_{supralin} é o fator pelo qual se deve multiplicar a leitura para corrigir para a supralinearidade do TLD em questão. (J. R. WILLIAMS, 1994), essa fórmula trabalha satisfatoriamente até 20 Gy. A aplicabilidade da fórmula e a aproximação dos coeficientes devem ser estabelecidas para cada sistema TLD a ser empregado. Para valores de dose maiores que 105 Gy, a curva de resposta da maioria dos dosímetros TL atinge a região de saturação (RIBEIRO DA ROSA, 2000).

2.6.2 DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA

A dependência energética é definida como uma medida da energia absorvida pelo material TL em comparação com a energia absorvida por um material de referência (normalmente o ar), quando submetido a condições idênticas de exposição aos fótons.

A dependência da resposta com a energia dos fótons pode ser avaliada através da razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa do detector, $(\mu_{\text{en}}/\rho)_d$, e do ar, $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ar}}$, respectivamente, na faixa de energia que vai, até 3 MeV (RIBEIRO DA ROSA, 2000). Assim, se $S(E)$ é a dependência energética de um detector TL para a radiação eletromagnética, tem-se que (J. R. WILLIAMS, 1994), Equação (4):

$$S(E) = \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_d}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ar}}} \quad (4)$$

Segundo J. R. WILLIAMS (1994), a literatura sobre a dependência energética do LiF é frequentemente contraditória e extensa. Ainda, a base teórica é a fórmula de Burlin para a proporção entre a dose do fóton D_{detector} registrada pelo detector de radiação e a dose D_{meio} do meio no qual é colocado, Equação (5):

$$D_{\text{detector}} = D_{\text{meio}}[d(\text{pfm}) + (1 - d)S(E)] \quad (5)$$

Em que d é um fator que considera a atenuação dos elétrons secundários no detector, ρ é o valor para o poder de freamento de massa.

3 METODOLOGIA

Esse estudo avaliou o uso de dosímetros comerciais do tipo TLD para dosimetria de superfície de feixes de fótons de um acelerador linear que tem uma energia nominal de 6MV. Todos os testes citados a seguir usaram padrões para dosimetria na radioterapia, campo 10x10 cm² e distância fonte superfície de 100 cm. Foi usado nesse projeto o acelerador linear modelo *Primus* marca *Siemens* do serviço de radioterapia do Hospital Universitário de Brasília (HUB). Todos os testes realizados contaram com a presença de um fantoma de água sólida modelo *Blue Water* da marca *Standard Imaging*. Considerando que o TLD comercial é formado por dois materiais termoluminescentes, isto é, um de fluoreto de lítio (LiF) e sulfato de cálcio (CaSO₄), sendo informado em cada teste como os materiais serão utilizados.

O presente trabalho autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Saúde de número CAAE: 24692813600000030, trata-se de um estudo sobre a utilização do *thermoluminescent dosimeter* (TLD – Dosímetros Termoluminescentes) comercial, normalmente usado para verificação de dose ocupacional, em medições de dose na superfície de um fantoma na teleterapia.

Este estudo foi realizado no Centro de Alta Complexidade em Oncologia (CACON) situado no HUB.

A realização deste estudo seguiu as seguintes etapas:

- Aquisição dos TLD fluoreto de lítio (LiF) e sulfato de cálcio (CaSO₄);
- Coleta de dados dosimétricos utilizando o dosímetro comercial;
- Observação dos dados dosimétricos;
- Tratamento da coleta de dados.

3.1 AQUISIÇÃO DOS DOSIMETROS TERMOLUMINESCENTE

Foram adquiridos por recursos próprios, por via de contrato particular, lotes de 10 de TLD comercial de sulfato de cálcio (CaSO₄) e fluoreto de lítio (LiF) utilizados para monitoração pessoal do profissional que trabalha com radiação ionizante, desenvolvidos pelo

Laboratório Serviço de Assessoria e Proteção Radiológica (SAPRA) certificada para Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), conforme as Figuras 6 e 7.



Figura 6: Dosimetro termoluminescente.

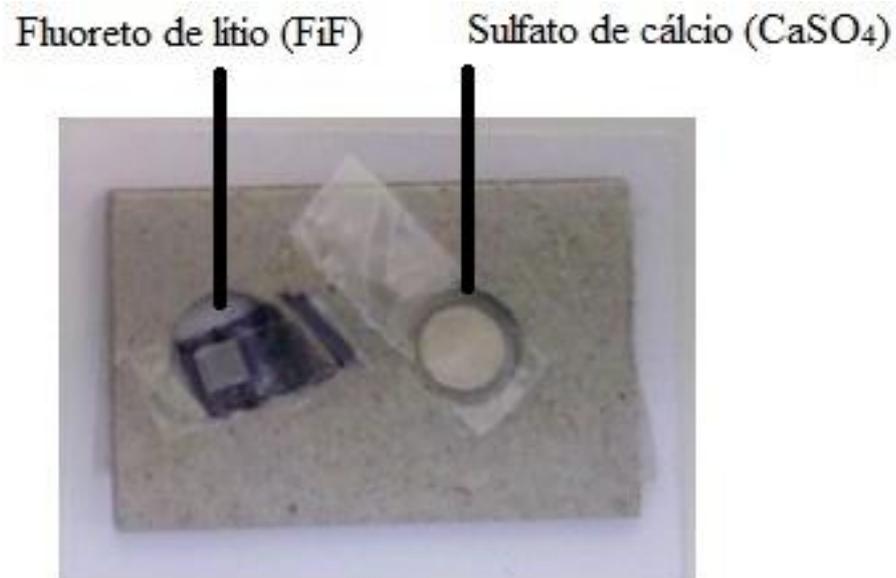


Figura 7: Composição dos monitores Sapra Landauer.

3.2 DEPENDÊNCIA DA CAPA QUE ENVOLVE OS TLDS COMERCIAIS

A primeira investigação feita foi sobre a dependência da leitura em relação à capa protetora que acompanha o TLD comercial. Para isso, a caixa original contendo os materiais termoluminescentes e os materiais fora da sua caixa original foram expostos à mesma dose de radiação (1000 Unidades Monitoras), mostradas nas Figuras 8 e 9. No caso em que a capa dos TLDs foi retirada, os dois compostos foram irradiados simultaneamente. As doses fornecidas pelo laboratório para cada situação foram comparadas.

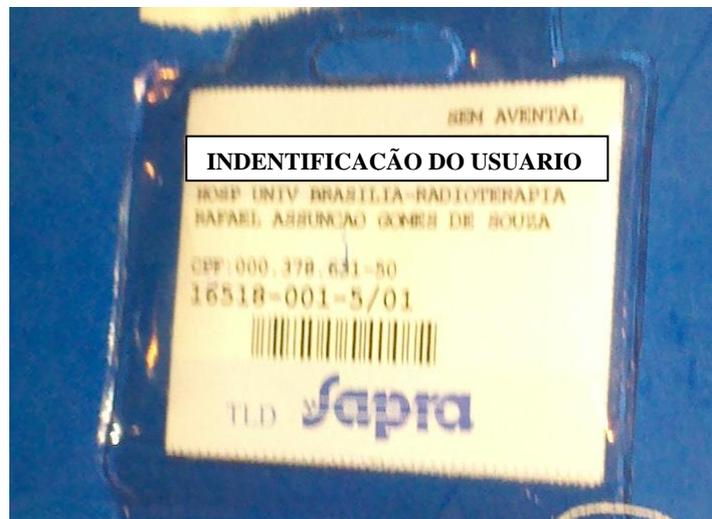


Figura 8: TLD no seu recipiente original.



Figura 9: Materiais termoluminescentes fora de seu recipiente original. Foram irradiados simultaneamente.

3.3 FATOR DE CALIBRAÇÃO DO TLD PARA FEIXE DE FÓTONS DE 6 MV

Considerando que o TLD comercial é previamente calibrado usando um feixe de radiação de Co-60 (energia média 1,25 MV) e que o TLD pode apresentar dependência energética, foi feito um teste para obter um possível fator de calibração do TLD para o feixe de raios X de 6 MV. Esse teste foi feito com o TLD comercial (dentro da caixa original) a 5 cm de profundidade, usando o próprio fantoma de água sólida, e irradiando o TLD com 100 UM, conforme observado na Figura 10. A profundidade de 5 cm foi utilizada para evitar as incertezas relacionadas às medições na superfície. Para obter o fator de calibração, foi comparado os valores de dose fornecidos pelo laboratório com os valores de dose calculados usando os dados do comissionamento do acelerador linear, que foi feito usando uma câmara de ionização previamente calibrada para a energia de 6 MV. O fator de calibração foi calculado usando as Equações 5 e 6.

$$\text{Valor calculado (teórico)} = \text{Valor medido laboratório} \times \text{Fator calibração} \quad (5)$$

$$\text{Fator calibração} = \frac{\text{Valor calculado (teórico)}}{\text{Valor medido laboratório}} \quad (6)$$

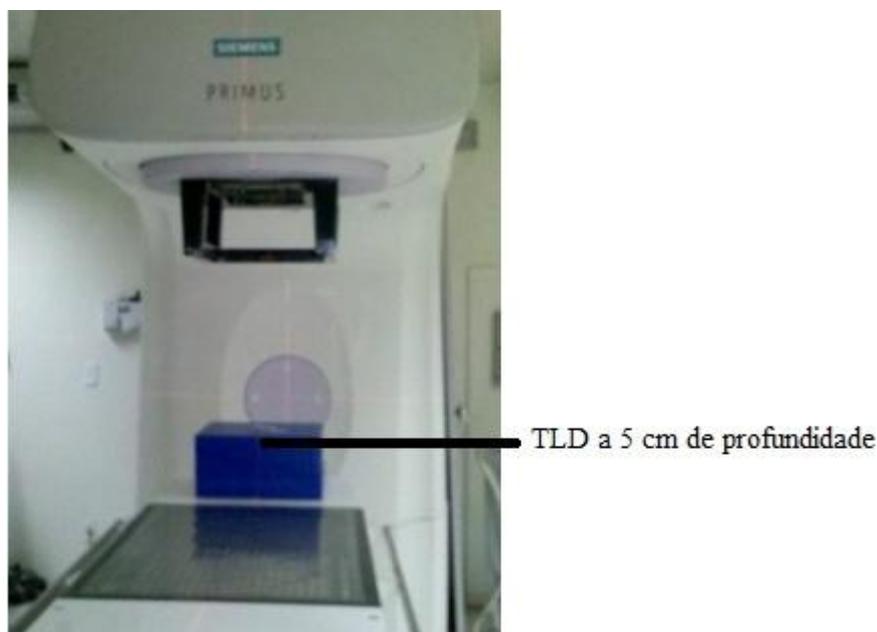


Figura 10: TLD em um acelerador linear a uma profundidade de 5 cm.

3.4 CURVA DE CALIBRAÇÃO

Foram feitas medições variando as unidades monitoras e obtida a curva de resposta do TLD. Foi usado o TLD dentro da caixa original. As unidades monitoras utilizadas foram: 50, 100, 200, 500 e 1000. Esses valores foram utilizados por que tipicamente as unidades monitoras usadas em cada seção de um tratamento radioterápico ficam na faixa entre 50 e 600.

3.5 TESTE DE REPRODUTIBILIDADE

Para testar a reprodutibilidade das medições com TLD na superfície do fantoma, foi realizado o mesmo arranjo experimental em três meses diferentes (Dezembro, Março e Maio). Foram feitas exposições com 50, 200 e 1000 unidades monitoras nos dosímetros originais. À distância fonte superfície foi de 100 cm e o campo 10 x 10 cm².

3.6 TESTE DE DEPENDÊNCIA ANGULAR

Para testar a dependência angular, foram feitas medições alterando a angulação do feixe de radiação do acelerador linear. Os TLDs foram irradiados com *gantry* nas posições 0° e 45° verificado na Figura 11. Para eliminar possíveis influências do fantoma nos valores obtidos com o TLDs, os resultados foram comparados com uma câmara de ionização cilíndrica. A câmara de ionização cilíndrica possui baixa dependência angular. Os TLDs e a câmara de ionização foram irradiados com 1000 unidades monitoras.



Figura 11: TLD em um acelerador linear a gantry 45°.

3.7 TESTE DE EXATIDÃO

O teste de exatidão foi feito considerando as medições obtidas por uma câmara de ionização como o valor verdadeiro. Para isso, foi posicionada uma câmara de ionização marca *Scanditronix-Wellhoffer*, modelo IC-69, previamente calibrada, na superfície do

fantoma (mesmo arranjo experimental usado com o TLD) e foram feitas exposições com 50, 200 e 1000 unidades monitoras.

Os valores de dose absorvidas fornecidos pelo laboratório para as medições feitas com o TLD foram corrigidos pelo fator de calibração obtido previamente. A comparação foi feita, portanto, usando esses valores corrigidos e as medições com a câmara de ionização. O teste de exatidão levou em consideração os resultados obtidos em dois meses diferentes.

4. DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Atualmente, a verificação de dose absorvida na superfície é um grande desafio, cada vez mais importante para estabelecer um controle de dose, tanto no trabalhador, quanto no paciente, e avaliar os efeitos biológicos da radiação ionizante. Devido à dose de tolerância cutânea, muitas pessoas que são submetidas à radioterapia apresentam problemas de pele, como ressecamento, coceira, bolhas ou descamação. Na realidade é que em geral os setores que trabalham com radiação ionizante, não avaliam a dose absorvida do paciente, somente a do trabalhador. A falta de medição de dose nos pacientes tratados com radioterapia ocorre pela dificuldade de se estabelecer um método prático e preciso para medições de dose na superfície. Portanto, faz-se necessária à realização de um estudo que possa diagnosticar quais os fatores são responsáveis por essa situação. Assim uma mudança desse quadro pode ser possível, determinando métodos para monitoração de dose absorvida na superfície durante a radioterapia, a fim de analisar melhores procedimentos aplicáveis.

5. RESULTADOS

Os resultados obtidos seguem os experimentos feitos de acordo com o Item 3, os quais serão destacados e representados em forma de tabelas e figuras.

5.1 DEPENDÊNCIA DA CAPA QUE ENVOLVE OS TLDS COMERCIAIS

Tendo em vista que o material termoluminescente é envolvido com material de plástico e papelão, foi realizado o teste dentro e fora de sua capa original obtendo os resultados verificados na Tabela 1 para doses absorvida e medidas em milisirvert. Assim com esses resultados das leituras de dose do TLD dentro e fora da caixa original, foi calculada pela Equação 7, e assim, verificada uma diferença percentual de 28,0%.

$$\text{Diferença percentual} = ((5203 - 3744) / 5203) \times 100 = 28\% \quad (7)$$

Tabela 1. Comportamento das doses do TLD dentro do seu recipiente original e fora.

Dentro do recipiente	Fora do recipiente
(mSv)	(mSv)
5203	3744

5.2 FATOR DE CALIBRAÇÃO DO TLD PARA FEIXE DE FÓTONS DE 6

MV

Sabendo que o acelerador linear tem uma energia superior, a dose medida pelo laboratório na situação descrita para o teste do fator de calibração foi de 639,9 mGy. A dose calculada

teoricamente para a mesma situação foi de 872 mGy. A partir desses resultados e usando a Equação 8 descrita na coleta de dados, obteve o seguinte fator de calibração:

$$\text{Fator calibração} = \frac{872}{639,9} = 1,36 \quad (8)$$

5.3 CURVA DE CALIBRAÇÃO

A curva da calibração é um fator que pode ser útil para medir a exatidão do material utilizado. Assim a partir dos resultados da Tabela 2, foi obtido a Figura 12. Após a criação desta figura, a Equação 9 foi obtida para relacionar unidades monitoras e doses absorvidas (curva de calibração).

Tabela 2. Curva de calibração.

Unidade monitora (UM)	Dose medida (mSv)
50	107,4
100	181,1
200	385,4
500	1143,6
1000	3185

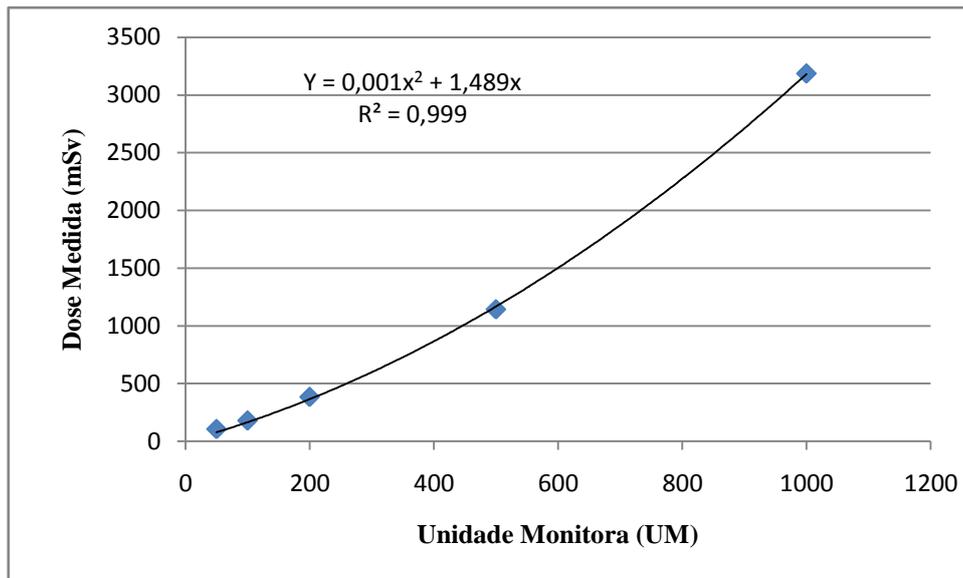


Figura 12. Resposta de calibração do TLD

Os dados da Figura 12 foram ajustados por meio da equação polinomial de segunda ordem mostrada na Equação 9.

$$Y = 0,001x^2 + 1,489x \quad (9)$$

Onde:

Y = dose medida pelo TLD em mSv

x = unidade monitora (UM)

5.4 TESTE DE REPRODUTIBILIDADE

O teste nos TLDs foi realizado utilizando a mesma metodologia em meses diferentes para verificação de concordância dos resultados obtidos, mostrados na Tabela 3. Essas medições da reprodutibilidade foram realizadas na superfície do fantoma.

Tabela 3. Teste de reprodutibilidade.

Unidade Monitora (UM)	Dezembro-2013 (mSv)	Março-2014 (mSv)	Mai-2014 (mSv)
50	144	107,4	190,2
200	758	385,4	536,3
1000	5203	3185	1827,9

A partir dos dados da Tabela 3, foram calculadas as médias e os desvios padrões referentes aos testes de reprodutibilidade. Os dados estão contidos na Tabela 4.

Tabela 4. Média e desvio padrão.

Unidade monitora (UM)	Médias dos Meses (Dez, Mar e Mai) (mSv)	Desvio Padrão (mSv)
50	147,2	41,5
200	559,9	187,4
1000	3405,3	1698,3

5.5 TESTE DE DEPENDÊNCIA ANGULAR

Foi realizado um teste de dependência angular, utilizando a câmara de ionização cilíndrica, por ser um detector de referência, esse dado são observados na Tabela 5, logo em seguida foi calculado o desvio em porcentagem e mostrado na Tabela 6.

Tabela 5. Dados de dose medida do TLD e Câmara de ionização cilíndrica.

Ângulo Gantry	Dose medida TLD (mSv)	Dose medida câmara de ionização cilíndrica (mSv)
0°	5203	6156,3
45°	4345	6266,2

Tabela 6. Teste de desvio em porcentagem.

	TLD (desvio %)	Câmara de ionização cilíndrica (desvio %)
Dependência angular (0°/45°)	16,5	-1,8

5.6 TESTE DE EXATIDÃO

A Tabela 7 mostra os valores de doses absorvidas fornecidos pelo laboratório responsável pelas leituras dos TLDs e os valores corrigidos pelo fator de calibração obtido por meio da Equação 1 (Fator de calibração = 1,36).

Tabela 7. Valores dos TLDs e Câmara de ionização original e corrigida.

UM	TLD Mar-14 Valor Original (mSv)	TLD Mar-14 Valor Corrigido (mSv)	TLD Mai-14 Valor Original (mSv)	TLD Mai-14 Valor Corrigido (mSv)	TLD Média Valor Corrigido (mSv)
50	107,4	146,1	190,2	258,7	202,4
200	385,4	524,1	536,3	729,4	626,8
1000	3185	4331,6	1827,9	2485,9	3408,8

A Tabela 8 mostra uma comparação entre os valores corrigidos de dose absorvidas medidos com o TLDs e o valor de referência da câmara de ionização (Valor verdadeiro).

Tabela 8. Comparação dos TLDs e Câmara de ionização

UM	Câmara Ionização (mSv)	TLD Mar-14 (mSv) (Desvio %)	TLD Mai-14 (mSv) (Desvio %)	TLD Média (mSv) (Desvio %)
50	306,0	146,1 (52,3)	258,7 (15,5)	202,4 (33,9)
200	1229,7	524,1 (57,4)	729,4 (40,7)	626,8 (49,0)
1000	6156,3	4331,6 (29,6)	2485,9 (59,6)	3408,8 (44,6)

Os resultados adquiridos nesse capítulo serão discutidos no capítulo seguinte.

6. DISCUSSÃO

6.1 DEPENDÊNCIA DA CAPA QUE ENVOLVE OS TLDS COMERCIAIS

O TLD é envolvido por uma caixa formada por aproximadamente 0,3 mm de plástico, 0,1 mm de papel e 2,0 mm de papelão como visualizado na Figura 13. As densidades desses materiais são 1,0; 0,75 e 0,8 g/cm³ respectivamente. Portanto, a caixa possui, aproximadamente, espessura equivalente a 1,6 mm de água de acordo com a Equação 10 (Desconsiderando a influência do papel e do plástico).

$$\text{Espessura Equivalente} = \text{Espessura do papelão} \times \text{Densidade do papelão} \quad (10)$$

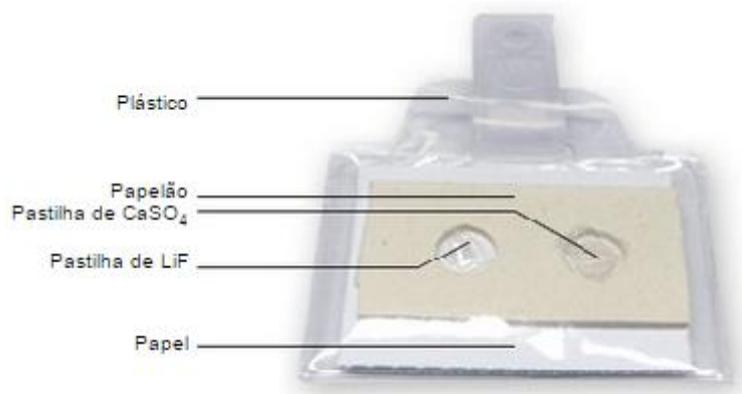


Figura 13: Composição do TLD da Sapr Landauer.

De acordo com os dados previamente obtidos no comissionamento do acelerador linear usado nesse projeto, temos que a diferença entre a dose na superfície e a 1,6 mm de profundidade na água é de aproximadamente 20,1% (Percentual de Dose Profunda na superfície: 46,2%; Percentual de Dose Profunda a 1,6 mm de Profundidade: 55,5%) segundo a Equação 11.

$$\text{Desvio de Dose} = PDP_{1,6mm} / PDP_{sup} \quad (11)$$

No resultado obtido nesse projeto encontramos uma diferença entre a dose com e sem a capa do TLD de 28%. Consideramos o resultado encontrado de acordo com o previsto, uma vez que as incertezas dessas medições são altas (AMARAL, 2012). Como poucos milímetros provocam grandes variações de doses (BERDAKY, 2001), realizamos todos os demais testes com a capa original. Assim evitando possíveis desvios de dose relacionados às variações na espessura da capa.

6.2 FATOR DE CALIBRAÇÃO DO TLD PARA FEIXE DE FÓTONS DE 6 MV

O fator de calibração encontrado foi de 1,36. Apesar da diferença de energia e arranjo experimental entre a calibração do laboratório e na nossa calibração, foi considerado um fator de calibração muito elevado.

O motivo de obter um fator de calibração é devido ao TLD ter sido calibrado em uma fonte de Cobalto-60 e no ar, enquanto nesse projeto foi utilizado o TLD num feixe de 6 MV de um acelerador linear.

De acordo com a literatura (BATISTA, 2011), a dependência energética do TLD para uma variação de feixes de cobalto-60 e 6MV é de no máximo 2%.

Portanto, essa variação de aproximadamente 36% pode ser devido a fatores ambientais (variações de temperatura e umidade). Os TLDs permaneceram até 30 dias no departamento onde foram feitas as medições.

6.3 CURVA DE CALIBRAÇÃO

De acordo com o trabalho de Chaves (2012), o TLD responde linearmente para doses de até 1 Gy. A partir dessa dose a resposta é não-linear, podendo ser ajustada em função de polinômio de segunda ordem (CHAVES, 2012).

Os resultados obtidos nesse trabalho estão de acordo com o estudo feito por Chaves. Aplicando uma conversão entre as unidades mSv e Gy (1 Gy = 1000 mSv), mostramos na Figura 14 que a curva de calibração, obtida usando os valores de dose menor que 1 Gy, tem comportamento linear.

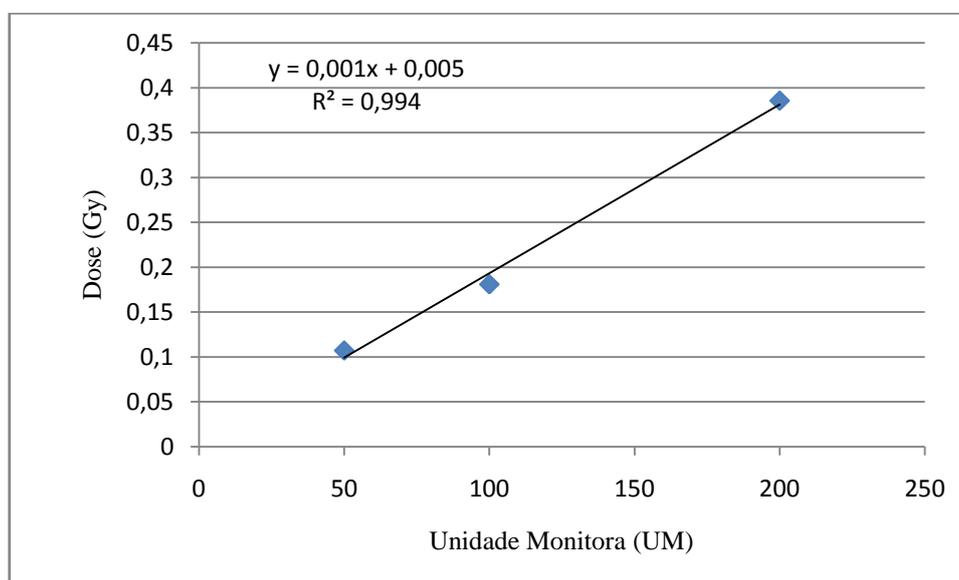


Figura 14: Comportamento linear da curva de calibração.

Conforme apresentado nos resultados anteriormente, quando consideramos todo o intervalo medido (incluindo valores maior que 1 Gy), a curva de calibração foi melhor ajustada por um polinômio de segunda observado na Equação 12.

$$y = 2E-06x^2 + 0,001x + 0,039 \quad (12)$$

Onde:

Y = dose medida pelo TLD em Gy

x = unidade monitora (UM)

A Figura 15 mostra o comportamento da curva de calibração ajustados em Gy conforme o trabalho de Chaves.

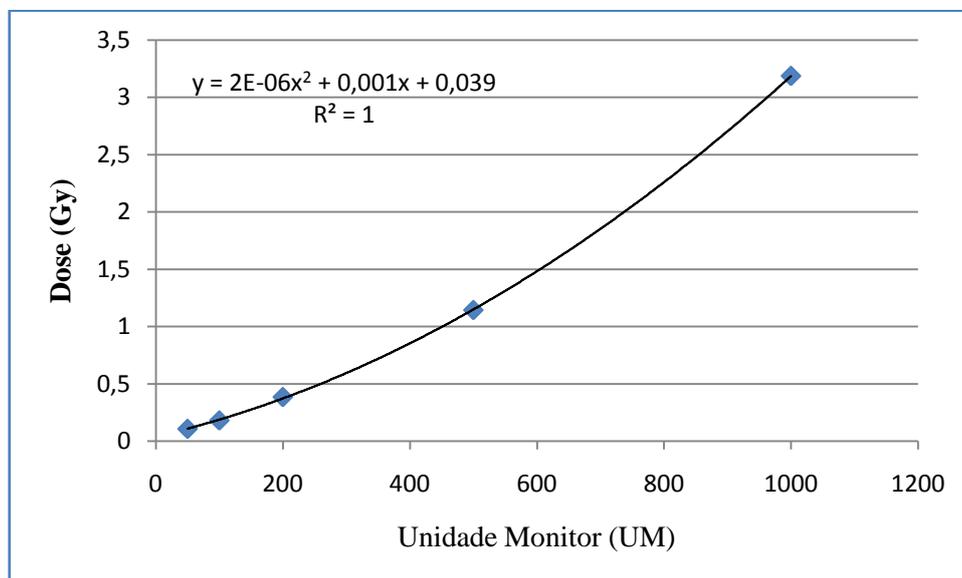


Figura 15: Curva de calibração de segunda ordem.

6.4 TESTE DE REPRODUTIBILIDADE

Os testes realizados mostraram pouca reprodutibilidade no uso do TLD como detector para medições de doses na superfície. A partir dos resultados apresentados na Tabela 9, o desvio padrão representa 28,2; 33,5 e 49,9% do valor médio de dose para 50, 200 e 1000 UM, respectivamente

Tabela 9. Percentual do desvio padrão em relação à dose média.

Unidade monitora (UM)	Dose Média/Desvio Padrão	Percentual
50	147,2/41,5	28,2
200	559,9/187,4	33,5
1000	3405,3/1698,3	49,9

De acordo com o trabalho (PIANOSCHI, 2013), seriam esperados desvios de até 2%.

As possíveis causas da pouca reprodutibilidade podem estar relacionadas ao fato de que as medições foram feitas num departamento de radioterapia localizada em Brasília e as leituras dos TLDs foram feitas em um laboratório em São Paulo. Com isso possíveis variações nas formas como os TLDs foram transportados, pouco controle da temperatura dos TLDs fora do laboratório, longo e variado período entre a exposição e a leitura podem explicar a pouca reprodutibilidade.

Dessa maneira para utilização de TLDs comerciais, esse trabalho sugere serem feitos alguns ajustes no método como um todo. Para reduzir as incertezas, recomenda-se que seja escolhido um laboratório na mesma cidade da realização das medições, caso exista. Sugere-se que a leitura deva ser feita semanalmente, ao invés de mensalmente. Caso seja necessário o material ser transportado para a leitura, a empresa responsável deve seguir recomendações previamente estabelecidas, principalmente relacionadas às condições de temperatura do material.

6.5 TESTE DE DEPENDÊNCIA ANGULAR

Os resultados mostraram que houve dependência angular para medições feitas com o TLD (16,5%), ao contrario do que é mostrado na literatura (COSTA, 2003; PERINI, 2013). A câmara de ionização também apresentou uma pequena dependência angular (-1,8%). Essa dependência foi devida provavelmente ao fantoma, já que não era de esperar variações na dose da câmara de ionização se fossem feitas exposições no ar. Desse modo, pode se re-

escalar a dependência angular do TLD, em função do resultado com câmara de ionização, utilizando a Equação 13.

$$\text{Dependência angular TLD (0°/45°)} = \text{desvio TLD} - \text{desvio câmara de ionização} \quad (13)$$

$$\text{Dependência angular TLD (0°/45°)} = 16,5 - (-1,8) = 18,3\%$$

Portanto, a dependência total do TLD foi de 18,3%. Os motivos dos resultados diferentes da literatura podem estar relacionadas com 2 fatores: assimetria da forma da pastilha do TLD e a presença de uma capa envolvendo o detector.

O TLD possui as seguintes dimensões: 4 x 4 x 2 mm³. Portanto, o ângulo do feixe de radiação possui grande influência em relação a qual superfície do TLD é irradiada. Além disso, o TLD possui uma capa de plástico, papel e papelão que também é assimétrica.

6.6 TESTE DE EXATIDÃO

Foi comparada a dose na superfície do fantoma usando um TLD com a dose medida com uma câmara de ionização (previamente calibrada), obtendo desvios muito altos para diferentes doses de radiação.

Dentre todas as comparações feitas, o menor desvio foi de 15,5% numa situação em que foram entregues 50 UM. O desvio médio para todas as situações foi de 42,5%. O desvio máximo foi de 59,6% para uma situação em que foram depositadas 1000 UM. Por conseguinte, os resultados sugerem que uma verificação mais detalhada deve ser feita para compreender os motivos dos altos desvios de dose, quando comparados com uma câmara de ionização.

O laboratório responsável pelas leituras deve participar dessa investigação. Fazendo uma avaliação preliminar, a falta de equilíbrio eletrônico (alto gradiente de dose) deve ser o principal responsável por esses desvios.

Outros fatores que podem ter influenciado são: (1) a diferença entre os volumes sensíveis do TLD ($4 \times 4 \times 2 \text{ mm}^3$) e da câmara de ionização ($5,7 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$); (2) possível dependência energética do TLD.

Em relação à diferença entre os volumes dos detectores, a dose absorvida por cada um deles corresponde à dose média integrada nos volumes sensíveis. Desse modo, diferenças nos volumes representam diferenças nas doses, principalmente quando são feitas medições na superfície, onde há grandes variações de dose em poucos milímetros de profundidade.

Para reduzir a falta de equilíbrio eletrônico e diminuir a influência do volume do TLD, esse estudo propõe que seja usada uma capa de *build-up* com espessura de 14 mm em trabalhos futuros. A região de não equilíbrio eletrônico do acelerador linear de 6MV é de 16 mm. Todavia, somando a espessura da capa (14 mm) com a espessura do TLD (2 mm), o detector fica dentro da região de equilíbrio eletrônico.

O feixe do acelerador linear possui uma energia média na superfície do fantoma diferente da energia em profundidades maiores, devido à contaminação superficial de fótons e elétrons de baixa energia. A partir de 5 cm de profundidade, o feixe possui uma energia média aproximadamente constante, sendo que na superfície a energia na superfície é menor. Nesse estudo, foi obtido um fator de calibração medido a 5 cm de profundidade, enquanto nos testes de exatidão posicionamos os TLDs na superfície. Desse modo, os desvios de dose nos testes de exatidão podem estar relacionados a possíveis dependências energéticas do TLD.

Esse estudo pretende estabelecer um protocolo para utilizar o TLD em medições de dose na superfície, porém, para reduzir as incertezas nesse tipo de situação, é importante uma calibração prévia numa região com equilíbrio eletrônico (por exemplo, 5 cm de profundidade). Logo, deve ser feita uma investigação futura sobre a dependência energética, a fim de permitir extrapolar a calibração feita na profundidade para medições que serão feitas na superfície. Segundo o laboratório responsável pelo TLD, não haveria dependência energética para feixes com energia maiores que 1,25 MeV (Cobalto-60). Deve ser investigada a energia média na superfície do fantoma de um feixe de 6 MV de um acelerador linear. Tipicamente a energia média para profundidades maiores que 5 cm é de

aproximadamente 2 MeV. Portanto, pode-se ter uma energia média na superfície próxima da energia mínima recomendada pelo laboratório (1,25 MeV).

7. CONCLUSÃO

Esse estudo investigou o uso de TLD comerciais, normalmente usados para monitoração de funcionários que trabalham com radiação ionizante, como um possível detector de radiação em doses na superfície depositadas por um acelerador linear.

Dentre todos os testes realizados, dois obtiveram resultados que não permitem até o momento a utilização do TLD para dosimetria na superfície. De acordo com o protocolo desenvolvido nesse trabalho, o TLD não apresentou reprodutibilidade aceitável. Além disso, nos testes de exatidão, os desvios foram altos, quando comparados com uma câmara de ionização de referência. Os demais testes mostraram que é possível criar um protocolo para utilizar os TLD em medições de dose na superfície.

Esse estudo sugere uma investigação mais profunda, com a participação do laboratório responsável pelos TLDs, para reduzir as incertezas relacionadas à: longo tempo entre exposição e leitura, pouco controle de temperatura durante o transporte, reavaliação da dependência energética.

Além disso, a utilização de uma capa de *build-up* com aproximadamente 14 mm pode ser necessária para ter resultados mais precisos. No entanto, seriam importantes novas investigações para permitir medições na superfície do fantoma (isto é, sem o uso dessa capa) com níveis de exatidão aceitáveis.

Portanto, ainda não é possível realizar medições na superfície com precisão adequada usando TLDs comerciais. A continuação desse trabalho é importante para permitir que no futuro dosimetrias *in-vivo* de pacientes possam ser feitas de forma prática e correta, dando maior segurança e credibilidade aos tratamentos radioterápicos.

8. TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, sugerem-se os seguintes: (i) a reformulação do processo proposto por este estudo, a partir de uma parceria com o laboratório responsável; (ii) a melhoria do processo proposto para inclusão de um método para aquisição de dose em superfície; (iii) a utilização do método em pacientes para verificação de dose na superfície; (iv) a elaboração de uma estrutura padronizada para armazenamento de dados de doses; (v) verificação de efeitos biológicos da radiação na radioterapia; e, por fim, (vi) o estudo para utilização desse sistema para verificação de dose absorvida em outros procedimentos radiológicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, R. J. Estudo dos efeitos biológicos da radiação, com ênfase nos raios-X. (Revista Conter). Goiânia – GO, 2007.

ALVA SANCHEZ, M. S. Estudo de parâmetros dosimétricos e dosimetria in vivo em radioterapia. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Rebeirão Preto, Universidade de São Paulo (Mestrado em Ciências). São Paulo - SP, 2007.

AMARAL, L. L. Programa de controle da qualidade dosimétrico, validado com auxílio de filme radiocrômico, aplicados à radioterapia estereotáxica. Ribeirão Preto (Mestrado em Ciências). São Paulo, 2012.

ATTIX, F.H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Wiley-VCH, 1986.

AVELINO, S. R. Desenvolvimento e avaliação de um sistema baseado em impressora 3D para confecção de blocos compensadores em Radioterapia de Intensidade Modulada – IMRT. Universidade de Brasília (Mestrado em Engenharia Biomédica). Brasília, DF, 2013, 95p.

AZEVEDO, A. C. P. Radioproteção em serviços de saúde. FIOCRUZ - Escola Nacional de Saúde Pública-CESTEH e Programa de Radioproteção e Dosimetria Coordenação de Fiscalização Sanitária Secretaria de Estado de Saúde do Rio de Janeiro. Disponível em: <<http://www.fiocruz.br/biossegurancahospitalar/dados/material10.pdf>>. Acesso em: 18 jan. 2014.

BARBOSA, P. Implementação do Controle de Qualidade para Sistemas de Planejamento do Tratamento em Radioterapia nas Avaliações Externas do PQRT/INCA. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

BARSANELLI, C. Metodologia de calibração de dosímetros termoluminescentes. Instrumento para o ensino. Campinas – SP, 2003.

BATISTA, B. J. B. Avaliação de dosímetros termoluminescentes para uso em radioterapia com fótons de alta energia (Mestrado em Física). São Paulo, 2011.

BENTEL, G.C. Radiation therapy planning. 2 ed. New York : Mc Graw Hill, 1996.

BERDAKY, MAFALDA F. and CALDAS, LINDA V. E. Implantação de um programa de controle de qualidade de um acelerador linear de 6 MeV de fótons. (Radiol Bras). 2001, vol.34, n.5, pp. 281-284. ISSN 0100-3984.

Biossegurança Hospitalar. (2005). Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes. Acedido em Maio de 2014, em: www.biossegurançahospitalar.com.br

BULLA, R. T. Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas para Dosimetria de Feixes de Elétrons (Mestrado em Ciências). São Paulo - SP, 1999.

CAMPOS, L. L. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria de radiação. Revista Cerâmica, 44: 26-28 (1998).

CARDOSO, E. M. (2009). Aplicações da Energia Nuclear. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/ensino/apostilas/aplica.pdf>. Acesso: março de 2014.

CHAVES, R. C. Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para o controle de qualidade nos tratamentos de câncer de mama. Rio de Janeiro (Mestrado em Engenharia Nuclear), UFRJ/COPPER, 2012.

COSTA, A. M. Desenvolvimento de câmaras de ionização tandem para utilização em programas de controle de qualidade em radioterapia e radiodiagnóstico. São Paulo (Doutorado em Engenharia Nuclear). São Paulo - SP, 2003.

CUNHA, A. B., MARTO, E., MARTINS, N., PEREIRA, P. (2001). Avaliação da dose absorvida pelos doentes das camas contíguas aos que realizam exame radiológico ao tórax, incidência Antero-posterior, em três unidades de cuidados intensivos. Acedido em Maio de 2014, em: www.chmt.min-saude.pt.

D'IPPOLITO, G., MEDEIROS, R. B., (2005). Exames radiológicos na gestação. Radiologia Brasileira, 38(6).

DA ROSA, L. A. R., Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica. Instituto de Radioproteção e Dosimetria – CNEN, Rio de Janeiro, 2001.

DANIEL, M., FUNARI, M., KAY F., LEE, H., SILVA, E., SILVA, M., RADVANY, J., TACHIBANA, A. (2009). Diretrizes Assistenciais – Radiação Ionizante nos Estudos

Radiológicos. Hospital Israelita Albert Einstein. Acedido em Maio de 2014, em: <http://medicalsuite.einstein.br>.

DENARDI, UMBERTO ARIEIRO et al. Enfermagem em Radioterapia. São Paulo: Lemar, 2008.

DUTREIX A., BJÄRNGARD B. E., BRIDIER A., et al., Monitor Units Calculation for High Energy Photon Beams. ESTRO Booklet n° 3, Brussels, ESTRO, 1997.

FERNANDES, S. S. Dosimetria in vivo com uso de detectores semicondutores aplicada ao tratamento de câncer na região pélvica e de cabeça e pescoço. Rio de Janeiro (Mestrado em Ciências em Energia Nuclear). Rio de Janeiro - RJ, 2007.

FERRAZ, G. M; NOGUEIRA E. O. Termoluminescência e Datação de Peças Arqueológicas. Sergipe – SE, 2006.

GIORDANI, A. J. et al. Verificação das doses de radiação absorvidas durante a técnica de irradiação de corpo inteiro nos transplantes de medula óssea, por meio de dosímetros termoluminescentes. 2004.

GOMES, L. R. (2005). Biofísica para Ciências da Saúde. Porto: Edições Universidade Fernando Pessoa. 335-376.

HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J. (2006). Radiobiology for the radiologist. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 6^a edição.

IAEA (2013). Mapa mundial sobre radioterapia. Em <http://www-naweb.iaea.org/nahu/dirac/map.asp>. Acedido em Maio de 2014.

ICRU (International commission on Radiation Units and Measurements), Report 24, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Publications, Washington DC, 1997.

Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva (BR). Estimativa 2012: incidência de câncer no Brasil; 2012; [citado 2012 jul 20]. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2012/estimativa20122111.pdf>

International Atomic Energy Agency. (2004). Radiation, People and the Environment. IAEA Booklet. Vienna.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Technical Reports Series No. 398. Vienna, 2000.

J. R. WILLIAMS and D. I. THWAITES. Radiotherapy Physics in Practice, Department of Medical Physics and Medical Engineering, University of Edinburgh, Edinburgh, UK, 1994.

JOHNS, E. F.; CUNNINGHAM, J. R. The Physics of Radiology. 4a. ed. Toronto: University of Toronto, 1993.

LIMA, B. C.; LOPRETO, C. A. R.; JUNIOR, L. C. L. Modalidades da Radioterapia: Teleterapia, Braquiterapia e Radiocirurgia. Três Lagoas – MS, 2013.

LIMA, J. J. P. (1995). Física dos Métodos de Imagem com Raios-X. Coimbra: Edições ASA.

LUNDGREN, M. S. F. S.; KHOURY, H. J.; AZEVEDO, S. Doses extracranianas em pacientes submetidos a radiocirurgia estereotáxica parágrafo Tumores cerebrais . Radiol Bras [online]. 2012, vol.45, n.2, pp 83-86. ISSN 0100-3984.

McKEEVER S. W. S., Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses, Ashford, England, Nuclear Technology Publishing, 1995.

MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, Fernando Amaral de. Fundamentos de Radiologia e imagem. São Caetano do Sul: Difusão, 2009.

MÜLLER M., Cálculo Independente das Unidades monitoras e Tempo de Tratamento em Radioterapia, Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

NOUAILHETAS, Y. 2003. Apostila Educativa – Radiação Ionizante e a vida. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro. Disponível em: www.cnen.gov.br. Acesso: abril de 2014.

PERINI, A. P. Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização para utilização como sistemas padrões em feixes de radiação X e *gama*. São Paulo (Doutorado em Ciências), São Paulo – SP, 2013.

PIANOSCHI, T. A. Estudo de dosimetria gel polimérica em radioterapia com feixes de elétrons utilizando ressonância magnética e simulação de Monte Carlo. Ribeirão Preto (Doutorado em Ciências). São Paulo - SP, 2013.

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

Prevenção de Doenças Crônicas um investimento vital. Copyright Organização Mundial da Saúde (OMS), 2005. Disponível em: http://www.who.int/chp/chronic_disease_report/part1_port.pdf. Acesso: maio de 2014.

RIBEIRO DA ROSA, L. A., Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica, Departamento de Física Médica, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2000.

SALVAJOLI, J. V.; SALVAJOLI, B. P., O Papel da radioterapia no Tratamento do Câncer – Avanços e Desafios. Hospital Alemão Oswaldo Cruz, Revista Onco &, São Paulo, 2012.

SCAFF, Luiz Alberto Malaguti, 1947 – Física da radioterapia. – São Paulo: SARVIER, 1997.

SCHABELE, F. A., SILVA, N. C. (2000). Introdução à Física da Radioterapia. Centro de Ciências Físicas e Matemática. Universidade Federal de Santa Catarina. Disponível em: www.fsc.ufsc.br. Acesso: abril de 2014.

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (1993). Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 1993 Report. Nova Iorque.

VELUDO, P. C. Efeitos da Radiação X e Níveis de Exposição em Exames Imagiológicos Inquéritos a Clínicos Gerais. Coimbra (Mestrado em Saúde Pública). Coimbra – Portugal, 2011.

VIEGAS, C. C. B. Dosimetria In Vivo com uso de Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicada ao Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço. Rio de Janeiro (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear). Rio de Janeiro - RJ, 2003.

X'KORTOV, V. Materials for thermoluminescence dosimetry: Current status and future trends. Rad Meas. 2007;42(4-5):576-81.

ANEXOS

ANEXO 1: COMITÊ DE ÉTICA



FACULDADE DE CIÊNCIAS DA
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Intervenções profiláticas e terapêuticas no manejo da radiodermatite em pacientes com câncer

Pesquisador: Paula Elaine Diniz dos Reis

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 24692813.6.0000.0030

Instituição Proponente: Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 493.453

Data da Relatoria: 10/12/2013

Apresentação do Projeto:

Parecer Consubstanciado

Projeto guarda-chuva

Intervenções profiláticas e terapêuticas no manejo da radiodermatite em pacientes com câncer de cabeça e pescoço

Pesquisadora Responsável: Paula Elaine Diniz dos Reis

Pesquisadores Colaboradores:

Christiane Inocência Vasques

Elaine Barros Ferreira

Rafael Assunção Gomes de Souza

Leandro Xavier Cardoso

Samuel Ramalho Avelino

Data 10/12/2013

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte CEP: 70.910-900
UF: DF Município: BRASÍLIA
Telefone: (61)3107-1947 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cepts@unb.br

ANEXO 2: PUBLICAÇÃO

XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014

UTILIZAÇÃO DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES COMERCIAIS PARA VERIFICAÇÃO DE DOSES SUPERFICIAIS DE RADIAÇÃO NA RADIOTERAPIA

R. A. G. Souza*, L. X. Cardoso**, L. M. Brasil* e R. M. Silva*

*Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

**Universidade Federal do Sul e Sudeste do Pará, Marabá, Brasil
assundf@hotmail.com

Resumo: A verificação definitiva da dose real administrada em tratamento de neoplasia de cabeça e pescoço utilizando a radioterapia pode ser alcançada usando dosimetria *in vivo*. Este trabalho relata um estudo piloto para testar a aplicabilidade de um dosímetros termoluminescentes (TLD) comercial de sulfato de cálcio (CaSO₄) e fluoreto de lítio (LiF), desenvolvidos pelo Laboratório Serviço de Assessoria e Proteção Radiológica (SAPRA) certificada para Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Esse estudo tem por finalidade de avaliar a dose absorvida por um dosímetro termoluminescente (TLD) colocado na superfície de um fantoma de água sólida, irradiado por um acelerador linear modelo Primus, marca Siemens, essa configuração experimental busca simular a utilização do TLD posicionado na pele (superfície) de um paciente submetido a radioterapia. A avaliação da dose absorvida pelo TLD foi feita por meio de comparações com os resultados obtidos com uma câmara de ionização.

Palavras-chave: Radioterapia, dosímetro termoluminescente, dose absorvida.

Abstract: The final verification of actual dose administered in the treatment of head and neck cancer using radiotherapy can be achieved using *in vivo* dosimetry. This paper reports a pilot study to test the applicability of a commercial thermoluminescent dosimeters (TLD) of calcium sulfate (CaSO₄) and lithium fluoride (LiF), developed by the Laboratory Advisory Service and Radiological Protection (SAPRA) certified to National Commission Nuclear energy (CNEN). This study aims to assess the absorbed dose by a thermoluminescent dosimeter (TLD) placed on the surface of a solid water phantom, irradiated by a linear accelerator model Primus, Siemens, search This experimental setup to simulate the use of TLD placed on the skin (surface) of a patient undergoing radiotherapy. The evaluation of the dose absorbed by the TLD was made by comparisons with the results obtained with an ionization chamber.

Keywords: Radiotherapy, thermoluminescent dosimeter absorbed dose.

Introdução

À medida que a expectativa de vida da população aumenta, a incidência de câncer é aumentada [1]. Várias pesquisas de medicamentos e formas de tratamentos

estão em andamento com o intuito de alcançar a cura da doença. Uma delas que data do início do século é a Radioterapia, tratamento que tem mostrado eficácia no controle e até mesmo na cura da doença.

A radioterapia é o método de tratamento local ou loco-regional, do câncer, que utiliza equipamentos e técnicas variadas para irradiar áreas do organismo humano, prévia e cuidadosamente demarcadas.

O uso do material termoluminescente como dosímetro na medicina teve o início em 1950 com o trabalho de Daniels na Universidade de Wisconsin, Estados Unidos [2]. Os dosímetros termoluminescentes (TLD) vêm desempenhando papel importante para a dosimetria das radiações em aplicações na área médica, em particular para medidas utilizando objetos simuladores e para a dosimetria *in vivo* de pacientes [3].

Outra aplicação do TLD é como monitor individual de trabalhadores sujeitos à exposição de radiação. Embora haja muitas opções de detectores de radiação, medições de doses superficiais em feixes de alta energia apresentam alta incerteza devido à falta de equilíbrio eletrônico de partículas. O TLD se apresenta como uma alternativa para dosimetria nessas condições.

Esse estudo busca avaliar o uso de um TLD, comercialmente desenvolvido para monitoração de trabalhadores, como um dosímetro a ser usado em medidas de dose superficial em campos de radioterapia. Dessa maneira, o TLD originalmente desenvolvido para monitoração de dose de funcionários poderia ser usado em dosimetrias *in vivo* de pacientes, proporcionando maior garantia da segurança dos tratamentos radioterápicos de maneira prática e com um custo baixo.

Materiais e métodos

Esse trabalho foi realizado no Hospital universitário de Brasília, Centro de Alta Complexidade em Oncologia (Cacon).

Para a avaliação de dose absorvida, foram usados dois materiais termoluminescentes: fluoreto de lítio (LiF) e sulfato de cálcio (CaSO₄). Ambos são encontrados em um dosímetro comercial, como mostrado na figura 1. O fornecedor do dosímetro foi a empresa SAPRA.

As medições de dose superficiais foram feitas posicionando os dosímetros sobre um fantoma de água sólida modelo Blue Water da marca Standard Imaging. Foi utilizado um acelerador linear modelo Primus, marca Siemens, para emitir feixes de radiação com

energia nominal máxima de 6 MeV. A dimensão do campo de irradiação foi de 10 x 10 cm² e a distância da fonte ao dosímetro foi de 100 cm. A figura 2 mostra o arranjo experimental.

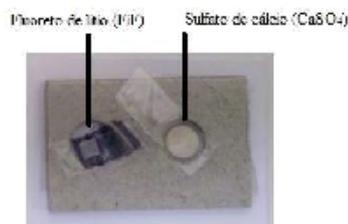


Figura 1: Composição dos dosímetros termoluminescentes e sua localização dentro do seu recipiente.



Figura 2: acelerador linear com os dosímetros centralizados no campo de 10 X 10cm.

Um conjunto de medições para avaliar a linearidade de resposta foi feito variando a dose de radiação aplicada pelo acelerador linear (50, 100, 200, 500 e 1000 Unidades Monitoras). As unidades monitoras são responsáveis por correlacionar dose e tempo de exposição nos aceleradores lineares.

Além disso, avaliamos a dependência angular do dosímetro variando o ângulo de incidência do feixe de radiação do acelerador linear (0°, 45° e 90°). Um feixe a 0° é perpendicular a superfície plana onde foi posicionado o TLD. Foram usadas 1000 Unidades Monitoras em cada exposição.

Os mesmos experimentos citados acima foram repetidos usando uma câmara de ionização tipo dedal, marca Scanditronix-Wellhoffer. Trata-se de um tipo de dosímetro com linearidade de resposta e baixa dependência angular, de acordo com a literatura.

Resultados

De acordo com a tabela 1, os valores de dose absorvida de cada detector pode ser observado individualmente, quando o ângulo incidência do feixe esta posicionado a 0°. O LiF é linear até cerca de 1 Gy,

após isso se torna supralinear, na região supralinear, a resposta TLD deixa de ser proporcional à dose [4]. Em radioterapia, quase sempre é necessário se operar nesta região. Os demais testes foram feitos para verificar a dependência angular dos dois detectores.

Tabela 1: Doses obtidas durante os testes, onde os dosímetros estão dentro de seu recipiente.

Ângulo incidência do Feixe	Unidade monitora	Dose do TLD (mSv)
0°	50	107,4
0°	100	181,1
0°	200	385,4
0°	500	1143,6
0°	1000	3185
45°	1000	4345
90°	1000	10134

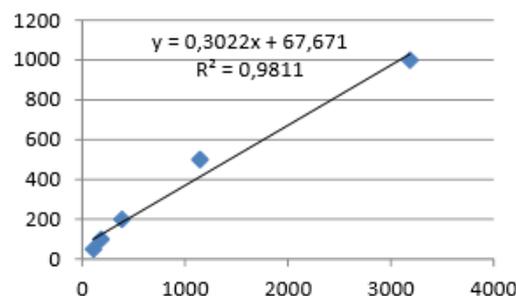


Gráfico 1: Resposta linear do dosímetros termoluminescente.

Discussão

Os dosímetros foram calibrado pelo laboratório num feixe de Co⁶⁰, assim necessitando de criação de um fator de calibração para altas energia de fótons, devido a dependência energética do dosímetro. A dependência da resposta com a energia dos fótons pode ser avaliada através da razão entre os coeficientes de absorção de energia de massa do detector, $(\mu_{en}/\rho)_d$, e do ar, $(\mu_{en}/\rho)_{ar}$, respectivamente, na faixa de energia que vai, até 3 MeV [6]. Assim, se $S(E)$ é a dependência energética da resposta de um detector TLD para a radiação eletromagnética, tem-se que

$$S(E) = \frac{(\mu_{en}/\rho)_d}{(\mu_{en}/\rho)_{ar}} \quad (1)$$

Ainda, a base teórica é a fórmula de Burlin para a proporção entre a dose do fóton $D_{detector}$ registrada pelo detector de radiação e a dose D_{meio} do meio no qual é colocado [7]:

$$D_{detector} = D_{meio} [d(pfm) + (1 - d)S(E)] \quad (2)$$

Observando o gráfico 1, para verificar a resposta linear do dosímetro termoluminescente, foi analisado apenas os TLD que se encontravam no ângulo de incidência do feixe à 0° e foi verificado que a resposta linear do dosímetro termoluminescente foi de 98%.

Conclusão

Observa-se que o dosímetro termoluminescente contribui significativamente com a dose absorvida total na superfície de um fantoma, e que a câmara de ionização não tem uma aplicação para utilização durante todo o tratamento. Observa-se também que devido a angulação aplicada nos dois tipos de detectores, representou um problema devido a orientação que afetou o tamanho da cavidade dos detectores, por esse motivo eles não responderam como em uma superfície plana.

Portanto esta sendo criando um estudo piloto para ser feito as devidas correções dos materiais utilizados a fim de monitorar o paciente durante todo o tratamento. Além disso, monitorando o paciente, pode identificar qual nível de dose começa aparecer os primeiros sintomas de radiodermatite no tratamento de neoplasias de cabeça e pescoço, por exemplo, e monitoração de dose prescrita pelo médico.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Centro de Alta Complexidade em Oncologia Hospital Universitário de Brasília (HUB) pela aquisição dos dados e acomodação das imagens utilizadas neste estudo, a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes).

Referências

- [1] Berdaky, Mafalda F. and CALDAS, Linda V.E. Implantação de um programa de controle de qualidade de um acelerador linear de 6 MeV de Fótons. *Radiol Bras* [online]. 2001, vol.34, n.5, pp. 281-284. ISSN 0100-3984.
- [2] ICRU (International commission on Radiation Units and Measurements), Report 24, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X and Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Publications, Washington DC, 1997.
- [3] X'kortov V. Materials for thermoluminescence dosimetry: Current status and future trends. *Rad Meas*. 2007;42(4-5):576-81.
- [4] J.R.Williams and D.I.Thwaites. *Radiotherapy Physics in Practice*, Department of Medical Physics and Medical Engineering, University of Edinburgh, Edinburgh, UK, 1994.
- [5] Barbosa, P. Implementação do Controle de Qualidade para Sistemas de Planejamento do

Tratamento em Radioterapia nas Avaliações Externas do PQRT/INCA. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

[6] Ribeiro da Rosa, L. A., *Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica*, Departamento de Física Médica, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2000.

[7] J.R.Williams and D.I.Thwaites. *Radiotherapy Physics in Practice*, Department of Medical Physics and Medical Engineering, University of Edinburgh, Edinburgh, UK.